

# Trabajo Fin de Grado Grado en Ingeniería de las Tecnologías de Telecomunicación

## Dispositivo de registro manométrico y electromiográfico combinado

Autor: Iván Díez de los Ríos Luis

Tutores: María del Mar Elena Pérez

Alejandro Barriga-Rivera

**Dpto. Ingeniería Electrónica  
Escuela Técnica Superior de Ingeniería  
Universidad de Sevilla**

Sevilla, 2019





Trabajo Fin de Grado  
Grado en Ingeniería de las Tecnologías de Telecomunicación

# **Dispositivo de registro manométrico y electromiográfico combinado**

Autor:

Iván Díez de los Ríos Luis

Tutores:

María del Mar Elena Pérez

Profesora contratada doctora

y

Alejandro Barriga-Rivera

Investigador postdoctoral Marie-Curie

Dpto. Ingeniería Electrónica  
Escuela Técnica Superior de Ingeniería  
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2019





Trabajo Fin de Grado:     Dispositivo de registro manométrico y electromiográfico combinado

Autor:       Iván Díez de los Ríos Luis  
Tutor:       María del Mar Elena Pérez  
              Alejandro Barriga-Rivera

El tribunal nombrado para juzgar el trabajo arriba indicado, compuesto por los siguientes profesores:

Presidente:

Vocal/es:

Secretario:

acuerdan otorgarle la calificación de:

El Secretario del Tribunal

Fecha:



# Agradecimientos

---

**E**s larga la lista de personas que han pasado por mi vida, y para bien o para mal, todos han aportado un poco a mi persona. A todos ellos quiero agradecerles el haber formado parte de mi vida.

Pero no todas las personas contribuyen de igual manera, así pues, en especial quiero agradecer a mi familia y mis amigos más cercano, que tanto me han apoyado a lo largo de esta etapa de mi vida.

También quiero agradecer a todos los docentes que han invertido su tiempo en mi formación y en especial a mis tutores que han estado ahí para ayudarme a sacar este trabajo hacia delante.

*Iván Díez de los Ríos Luis  
Sevilla, 2019*



# Resumen

---

Este trabajo describe los aspectos principales que se han usado para desarrollar un dispositivo de bajo presupuesto capaz de desarrollar manometrías anorrectales, usando para ello sistemas embebidos. La investigación es una parte fundamental de la medicina, se pretende con este trabajo aportar una herramienta que la facilite. La manometría anorrectal se realiza con un sistema de perfusión de agua, es un proceso indoloro y con pocos riesgos que proporciona una información interesante del funcionamiento de los esfínteres.

El sistema está compuesto por varios subsistemas. Uno encargado del tratamiento de señales electromiográficas, compuesto de una etapa de amplificación aislada eléctricamente del resto del sistema, y de una etapa de filtrado para su digitalización. Otro subsistema se encarga de la amplificación y filtrado de cuatro canales de presión y otro último encargado de alimentar al resto de componentes.

La digitalización se realiza con un ordenador de placa reducida programado adecuadamente para mostrarnos las señales por una pantalla HDMI. Se ha desarrollado un software con interfaz gráfica que muestra en tiempo real los valores de la prueba y permite su posterior estudio.

Este sistema además de ser capaz de realizar manometrías anorrectales, también puede ser usado para realizar otro tipo de manometrías como por ejemplo la esofágica. El sistema es sencillo e intuitivo, puede ser manejado simplemente con un ratón o incluso una pantalla táctil.



# Abstract

---

This work describes the main aspects we used to develop a low cost device to perform anorectal manometries using embedded systems. Research is a fundamental part of medicine, it is intended with this work to provide a tool that facilitates it. Anorectal manometry is performed with a water perfusion system, it is a painless and risk-free process that provides interesting information about the functioning of the sphincters.

The system is composed of several subsystems. One responsible for the processing of electromyographic signals, consisting of an amplification stage electrically isolated from the rest of the system, and a filtering stage for digitization. Another subsystem is in charge of the amplification and filtering of four pressure channels and another last one in charge of the energy supply of the rest of the components.

The digitalization is done with a single board computer properly programmed to show the signals through an HDMI screen. A software with graphical interface has been developed to show in real time some charts with the values of the test and allows its subsequent study.

This system, in addition to being able to perform anorectal manometries, can also be used to perform other types of manometries, such as esophageal manometry. The system is simple and intuitive, it can be operated simply with a mouse or even a touch screen.





# Índice

---

<i>Resumen</i>	III
<i>Abstract</i>	V
<b>1 Introducción</b>	<b>1</b>
1.1 Problema médico	1
1.2 Descripción de la técnica	2
1.3 Estado del arte	3
1.4 Electromiografía	4
<b>2 Objetivos</b>	<b>5</b>
2.1 Objetivos generales	5
2.2 Objetivos específicos	5
2.2.1 Sensores de presión	5
2.2.2 Sensores para electromiogramas	5
2.2.3 Interfaz de uso	6
2.2.4 Requisitos de funcionalidad	6
<b>3 Diseño de la solución</b>	<b>7</b>
3.1 Planteamiento previo	7
3.1.1 BeagleBone Black	7
3.1.2 Sensores de presión	7
3.1.3 Sensor EMG	8
3.1.4 Alimentación	8
3.1.5 Software	8
3.2 Subdivisión del sistema	9
3.3 Subsistema manométrico	9
3.3.1 Transpac IV	9
3.3.2 Convertidor analógico-digital de la BBB	10
3.3.3 Amplificación y filtrado	11
3.4 Subsistema EMG	12
3.4.1 Amplificación y filtrado	12
3.4.2 Aislamiento	12
3.5 Subsistema BeagleBone Black	12
3.6 Subsistema Alimentación	13
3.7 Cálculos y valores	13
3.7.1 Canales de presión	13
Rail-to-Rail	15
3.7.2 Canal EMG	15
3.7.3 Alimentación de la placa	18
3.8 Simulaciones	18

3.8.1	Diagrama de Diamante	18
3.8.2	SPICE	20
<b>4</b>	<b>Prototipado</b>	<b>23</b>
4.1	Consideraciones previas	23
4.2	Esquemático	23
4.3	Placa de circuito impresa (PCB)	25
4.4	Fabricación	26
4.5	Presupuesto del prototipo	26
<b>5</b>	<b>Software</b>	<b>29</b>
5.1	Entorno del sistema	30
5.2	División del problema	30
5.2.1	Adquisición de datos	30
	Configuración del convertidor	31
	Lectura de datos	32
5.2.2	Representación de los datos	32
5.2.3	Interfaz	32
5.3	Flujo del programa	33
5.4	Arquitectura	34
<b>6</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>37</b>
6.1	Conclusiones	37
6.1.1	Líneas futuras	37
<b>Apéndice A</b>	<b>Lista de materiales</b>	<b>41</b>
<b>Apéndice B</b>	<b>Fotografías</b>	<b>45</b>
<b>Apéndice C</b>	<b>Artículo EMBC 2019</b>	<b>51</b>
	<i>Índice de Figuras</i>	53
	<i>Índice de Tablas</i>	55
	<i>Bibliografía</i>	57

# 1 Introducción

---

*El pesimista se queja del viento; el optimista espera que cambie;  
el realista ajusta las velas.*

WILLIAM GEORGE WARD

Dentro de las aplicaciones de la ingeniería biomédica, se quiere tratar en este trabajo la manometría anorrectal. Esta técnica es usada para investigar el canal anal y poder ayudar a detectar patologías derivadas de dificultades en los esfínteres anales.

Esta técnica fue ideada para el diagnóstico de la enfermedad de Hirschsprung[11] y ha seguido siendo usada para estudiar otras muchas enfermedades como: [4, 11, 13]

- Desórdenes funcionales,
- Estreñimiento y encopresis,
- Grupo de enfermos neuromiopáticos,
- Mielomeningocele,
- Espina bífida,
- Neuropatías,
- Grupo de enfermos postquirúrgicos,
- Ano imperforado y malformaciones anorrectales,
- Enfermedad de Hirschsprung.

## 1.1 Problema médico

La manometría anorrectal es una técnica indolora y sin riesgo para el paciente que permite estudiar el reflejo de los esfínteres anales.[10]

Esta técnica se remonta a los años 70, W.J. Dodds y R. Arndorfer desarrollaron un sistema para realizar manometrías esofágicas[1, 6]. Esta técnica nació con la finalidad de estudiar la función motora del esófago. Ha sido usada para el estudio de otras partes del sistema gastrointestinal, como el caso que da lugar a este trabajo.

El canal anal es la parte final del intestino grueso y su cometido es expulsar el contenido sobrante que el resto del sistema digestivo no ha aprovechado. Gracias a los movimientos peristálticos del colón, los desechos llegan hasta la ampolla rectal, es entonces cuando se produce el reflejo rectoesfinteriano debido a la distensión de la ampolla rectal. El reflejo rectoesfinteriano es la relajación del esfínter anal interno, el cual es un músculo liso y por tanto se relaja y contrae a voluntad del sistema nervioso autónomo. Para que finalmente se produzca la defecación, debe relajarse también el esfínter anal externo, que forma parte de los músculos estriados y son controlados por el sistema nervioso central y por tanto funcionan a voluntad. Cuando el esfínter anal interno y externo se relajan, se consigue la defecación.

El mal funcionamiento de los esfínteres puede causar problemas de incontinencia o estreñimiento. Estos problemas se pueden producir de forma ocasional y ser un problema eventual para un individuo. Sin embargo



**Figura 1.1** De izquierda a derecha: mcompass, Solar GI HRAM y ManoScan .

existen patologías, como las que se ha comentado anteriormente, que pueden provocar que estos efectos se produzcan de forma prolongada o permanente. Algunas patologías afectan a las neuronas encargadas de controlar el reflejo rectoesfinteriano, como la enfermedad de Hirschsprung.[11]

Es en este contexto donde aparece la manometría anorrectal con el fin de estudiar los comportamientos de los esfínteres anales. A día de hoy, no sólo es usada para el diagnóstico de enfermedades, esta técnica es usada también para el estudio de líneas de investigación para la reconstrucción de las funciones motoras de los esfínteres anales con células madres. [3, 8, 16, 17]

## 1.2 Descripción de la técnica

Existen varios métodos para realizar esta prueba. Por un lado existen costosos sistemas como ManoScan (Medtronic, EEUU), que usan sensores de presión de estado sólido u otros sistemas como Solar GI HRAM (Laborie, Canada) que realizan pruebas con perfusión de agua.<sup>1</sup>

Ambas pruebas ofrecen resultados parecidos, aunque muchos sistemas que usan tecnologías de estado sólido suelen contar con más sensores, lo que permite presentar los resultados en mapas de calor que representan la intensidad de la presión a lo largo del catéter y del tiempo.[9, 13]

Este trabajo se centra en el uso de perfusión de agua como medio para medir la presión. Para ello se usa un catéter que contiene varios canales por donde circula el agua. En un extremo de esos canales hay un sensor de presión y una válvula que permite un flujo de  $3\text{ml/h}$ . En el otro extremo de cada uno se encuentra un orificio de registro que determina el sitio donde la presión es registrada. A lo largo del catéter se ajustan distintos orificios, uno por canal, que permite medir la presión en cada uno de esos puntos.

El esfínter anal interno es un músculo liso, para que actúe de forma adecuada se necesita estimular el canal. Para ello el catéter incorpora un balón en la punta, el cual será hinchado a voluntad para poder estudiar la reacción del músculo. En la Figura 1.2 se puede apreciar la situación de la sonda durante su utilización.

Si el sujeto de pruebas es una persona y con edad suficiente para cumplir las acciones necesarias, con esta técnica se puede hacer varias pruebas para medir, por ejemplo, la presión en reposo, la presión y duración al apretar el esfínter externo, el reflejo del esfínter que se produce al toser, la duración para conseguir la expulsión del balón, el nivel al que se produce la sensación del reflejo muscular, etc. [14]

La Figura 1.3 muestra un diagrama extraído del artículo *Barriga-Rivera et al.*[2] donde se puede ver el catéter y el balón. A la izquierda de la válvula hay un sistema para proveer de agua a los canales formado por una bolsa de agua sometida a una presión de  $300\text{ mmHg}$ .

Junto a la válvula se encuentra el transductor de presión cuya señal es acondicionada y digitalizada para su tratamiento en un ordenador. En la pantalla de dicho ordenador se muestra la evolución de la presión en cada canal frente al tiempo.

<sup>1</sup> Solar GI HRAM puede utilizarse con catéteres de estado sólido o de perfusión de agua.

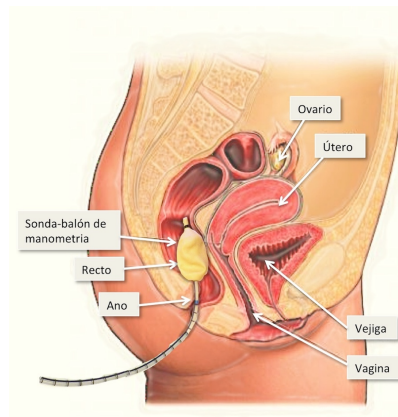


Figura 1.2 Manometría anorrectal.

<https://funcionales.es/exploraciones-y-pruebas/manometria-anorrectal>.

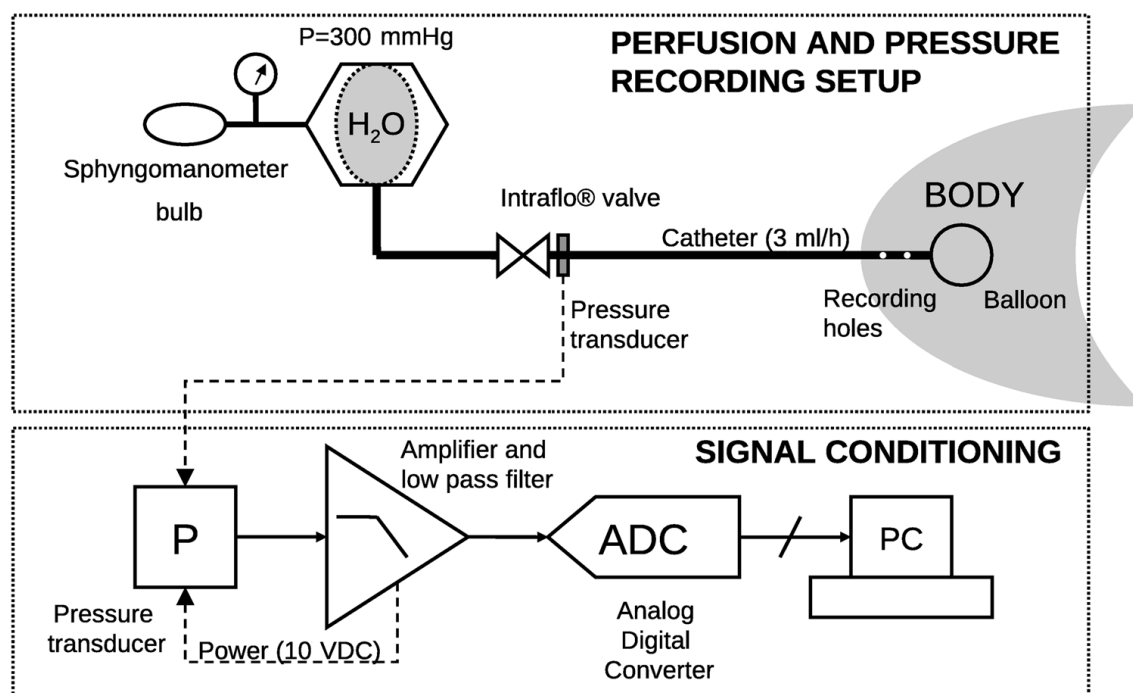


Figura 1.3 Diagrama de bloques del sistema.

### 1.3 Estado del arte

Para medir la presión sobre el músculo, se usó un flujo constante de agua de  $3\text{ ml/h}$ . Este caudal se consiguió mediante una válvula que incorpora el mismo sensor, Transpac IV (ICU Medical, EEUU). Para el funcionamiento correcto de la válvula se necesita inyectar agua con presión. En la Figura 1.3 se muestra una bolsa con agua que se sometió a una presión de  $300\text{ mmHg}$ . El transductor de presión fue alimentado con una tensión de  $10\text{ V}$ . La sensibilidad del transductor era de  $5\mu\text{V/V/mmHg}$  y podía medir presión entre el rango de  $-50\text{ mmHg}$  y  $300\text{ mmHg}$ .

La señal del transductor fue amplificada por un amplificador diferencial de  $60\text{ dB}$  y filtrada con un filtro LPF para evitar aliasing durante el muestreo. La digitalización y presentación se llevó a cabo con una tarjeta de National Instruments para PC y LabView.

Para hinchar el balón se usó un sistema manual con una jeringuilla que inyectaba aire en el balón.

Con esta configuración se hicieron pruebas en ratas Wistar, pudiéndose analizar los esfínteres de dichos animales y ratificando el correcto funcionamiento del sistema.

## **1.4 Electromiografía**

Hasta ahora se ha hablado de la importancia de la manometría para el estudio del tracto anal, pero este trabajo también pretende recoger la actividad eléctrica muscular generada durante la prueba.

El tejido muscular está formado por miocitos, estos miocitos son unas células con la capacidad de aumentar o disminuir su longitud ante la estimulación mediante impulsos eléctricos. La contracción y relajación muscular es dominada por el sistema nervioso que, mediante esos impulsos eléctricos, es el encargado de los movimientos musculares.

La electromiografía es un procedimiento que registra la actividad eléctrica en el músculo. Mediante este procedimiento se puede conocer la actividad del sistema nervioso y diagnosticar enfermedades. Para ello se utilizan unos electrodos de aguja o superficiales que conectados a un circuito pueden mostrar los impulsos eléctricos.[7]

En el caso de los esfínteres anales de roedores, se han registrado señales con una amplitud del orden de las decenas de  $\mu V$  y frecuencias inferiores a los 50Hz.[15, 18] Esta actividad aporta otra información importante en el estudio que ocupa este trabajo.

## 2 Objetivos

---

*Toda situación presente tiene por lo menos un elemento positivo: hay que encontrarlo y utilizarlo.*

ANDRÉ MALRAUX

Una vez que se ha dado una visión aproximada de la situación, se plantearán las necesidades a desarrollar para el cumplimiento de este trabajo.

### 2.1 Objetivos generales

- Diseñar un sistema autónomo con capacidad para realizar manometrías.
- Sencillez de uso.
- Presentación de datos en tiempo real.
- Bajo coste.
- Sensores de presión.
- Sensores para electromiogramas.
- Sencillez de montaje.

### 2.2 Objetivos específicos

#### 2.2.1 Sensores de presión

- Deberá disponer de varios canales de presión.
- Ser capaz de muestrear señales de baja frecuencia.[2]
- Un canal dedicado a la presión del balón.
- Alimentación de los transductores.
- Capacidad de ajustar la presión de referencia.

#### 2.2.2 Sensores para electromiogramas

- Un canal con ganancia y nivel de continua ajustable.
- Aislamiento eléctrico de los electrodos para evitar riesgos eléctricos.
- Ancho de banda superior a 100Hz.

### **2.2.3 Interfaz de uso**

- Intuitividad y sencillez de uso.
- Representación gráfica de los valores obtenidos por cada canal frente al tiempo.
- Capacidad de exportar las muestras tomadas.
- Posibilidad de ampliar y desplazar las gráficas de las señales.

### **2.2.4 Requisitos de funcionalidad**

- Alimentación con un cargador microUSB tipo B a  $5V_{DC}$ .



## 3 Diseño de la solución

---

*Si al franquear una montaña en la dirección de una estrella, el viajero se deja absorber demasiado por los problemas de la escalada, se arriesga a olvidar cual es la estrella que lo guía.*

ANTOINE DE SAINT-EXUPÉRY

Para desarrollar una solución al problema que se plantea, se necesita diseñar un circuito que sea capaz de acondicionar las señales procedentes de los sensores para enviarlas a un convertidor analógico-digital para su posterior procesamiento.

Será necesario, por tanto, un sistema capaz de representar gráficamente los resultados de la prueba y que permita al usuario interactuar para su correcto ajuste. Ante esto se hace evidente la necesidad de un sistema con procesador con capacidad de interconexión con una pantalla y algún dispositivo de entrada.

Existen multitud de ordenadores de placa reducida que son capaces de digitalizar señales y procesarlas. Es por eso que se plantea la realización de este proyecto sobre una placa *BeagleBone Black*.

### 3.1 Planteamiento previo

Antes de pasar a hablar del diseño del sistema, es necesario comentar los materiales con los que el sistema trabajará. No es objetivo de este trabajo diseñar transductores, así pues, se comentará el material escogido para trabajar y las características que les hace destacar.

#### 3.1.1 BeagleBone Black

Los tiempos actuales destacan por el alza en el campo de la computación. Gracias a las tecnologías existentes existen a disposición de todos máquinas con una capacidad de computación muy elevada, a precios y tamaño muy reducidos. En este escenario se encuentra la placa *BeagleBone Black (BBB)*<sup>1</sup>.

Entre sus características destaca su capacidad de procesamiento con un procesador ARM Cortex-A8 a 1GHz, 512MB de memoria RAM, salida microHDMI, 7 pines de entrada analógica conectadas a un convertidor Analógico-Digital, etc<sup>2</sup>.

En cuanto a software, la BBB es capaz de ejecutar varias distribuciones de *Linux* y es compatible con *Qt*. Este sistema viene integrado en una placa cuyas dimensiones son similares a una tarjeta de débito o crédito. En la Figura 3.1 se muestra la BBB.

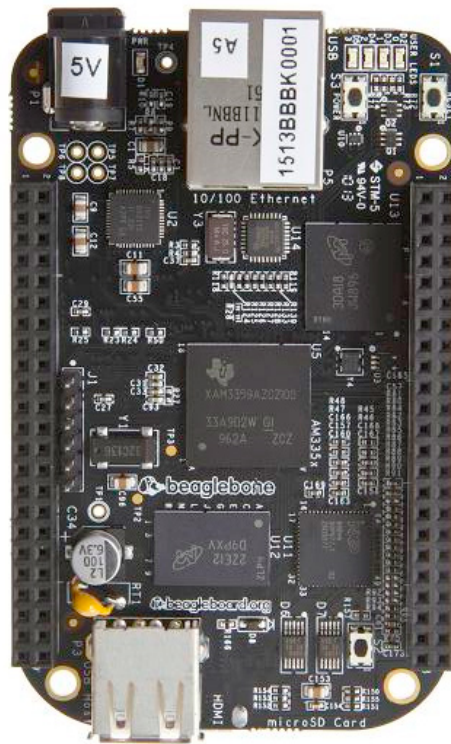
#### 3.1.2 Sensores de presión

Se desea un sistema dotado de varios canales de presión, uno irá destinado a medir la presión en el balón y el resto medirá la presión en distintos puntos del conducto anorrectal.

Se han escogido los sensores Transpac IV (ICU Medical, EEUU) para medir la presión en cada canal y por tanto el sistema tendrá que alimentar a cada sensor de presión. Será necesario acondicionar la señal del

<sup>1</sup> Más información: <https://www.beagleboard.org/black>

<sup>2</sup> Aunque dispone de muchas más características, sólo se hará hincapié en aquellas que resulten de interés para este trabajo.



**Figura 3.1** BeagleBone Black.

sensor para que sea muestreada por la BBB. Se debe también ser capaz de ajustar el nivel de continua de la señal para eliminar la presión atmosférica ejercida sobre el canal.

Para dotar de líquido a los canales, será necesario un sistema similar al descrito por *Barriga-Rivera et al.*[2]. Se mantendrá el mismo sistema que gracias a las válvulas Intraflo (ICU Medical, EEUU) se mantiene un flujo constante.

### 3.1.3 Sensor EMG

El sistema tendrá un canal de Electromiografía (EMG). Al igual que con la parte de presión, se necesita acondicionar la señal para muestrearla. Las señales en las bornas de los electrodos tendrán un valor entorno a los  $10\mu V$  por lo que deberán ser amplificada a un nivel adecuado para su digitalización.

Por motivos de seguridad, hay que evitar cualquier posible derivación de corriente del circuito sobre el paciente a través de los electrodos, así pues, los electrodos deberán estar aislados de la alimentación principal del circuito.

### 3.1.4 Alimentación

El mundo de la telefonía y los estándares USB han traído una enorme variedad de dispositivos electrónicos que son alimentados con unas especificaciones normalizadas por gran parte del mercado. Además, la mayoría de ordenadores de placa reducida, como la BBB, también recibe alimentación bajo los mismos criterios, por lo que basarse en esos criterios de alimentación para el sistema parece una buena opción. El dispositivo deberá ser alimentado con cualquier cargador microUSB tipo B a  $5V_{DC}$  con potencia suficiente.

### 3.1.5 Software

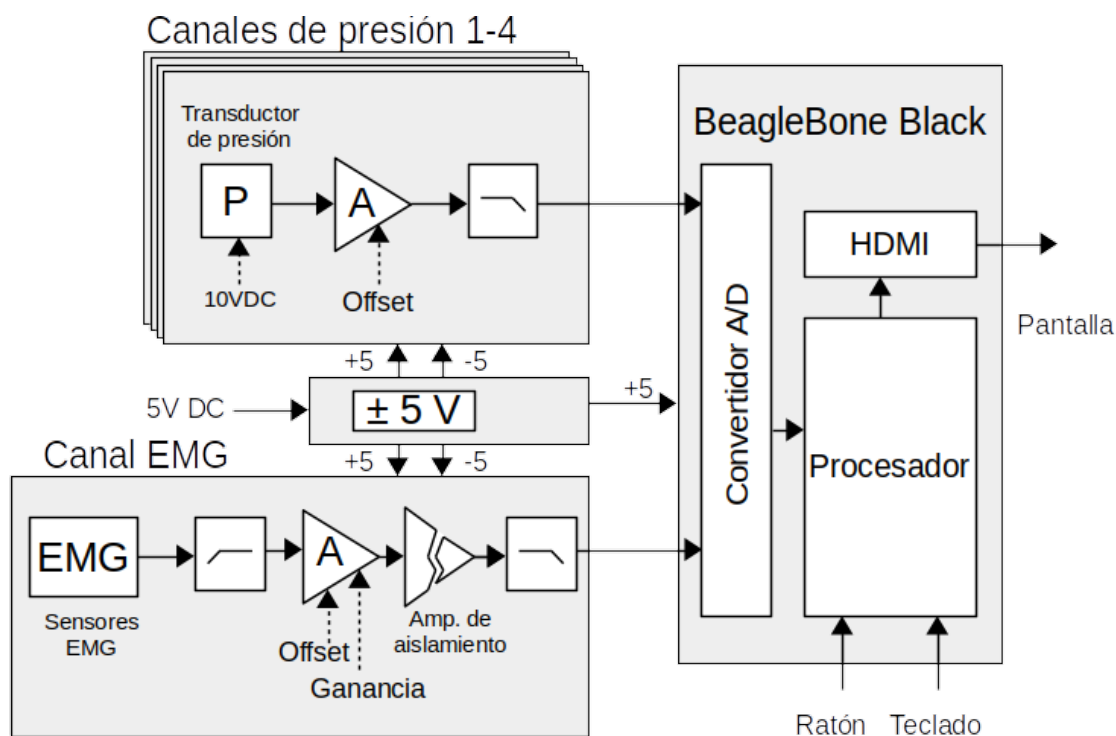
Para finalizar, se necesita desarrollar el software para que se puedan visualizar los resultados de las pruebas.

Se desarrollará una aplicación gráfica que muestre una gráfica con la salida de cada canal, las cuales puedan ser ampliadas y manejadas de forma sencilla. Se añadirán botones para iniciar y parar las pruebas, borrar los datos, guardarlos en un fichero externo y salir del programa.

## 3.2 Subdivisión del sistema

Para facilitar el trabajo de laboratorio y poder realizar pruebas sobre *protoboard* se trabajará con tecnologías THD (de sus siglas en inglés Trough-Hole Devices), a pesar de que existe un gran abanico de posibilidades en SMD (igualmente, Surface-Mount Devices) y precios muchos más baratos.

Para abordar el problema, se ha dividido en varias partes. Se diseñará un subsistema manométrico que se encargará de adecuar las señales de presión. Un subsistema EMG será el responsable de recoger la señal eléctrica muscular y de aislarla del resto del sistema. Se dispondrá de un subsistema de procesamiento, que será la BBB y realizará todo el procesamiento digital de datos y la presentación de los mismos. Por último, se diseñará también un subsistema de alimentación que tendrá que adaptar la alimentación externa a las necesidades del sistema en tensión y potencia.



**Figura 3.2** División del sistema: El subsistema de presión dispone de cuatro canales, el subsistema EMG dispone de un canal y mantiene los electrodos aislados eléctricamente, el subsistema de alimentación proporciona la energía necesaria y la BeagleBone se encarga del procesamiento e interacción con el usuario.

En la Figura 3.2 se representa las divisiones comentadas. La BBB se encargará de la interacción con el usuario y los subsistemas manométricos y EMG tomarán los datos del sujeto de pruebas.

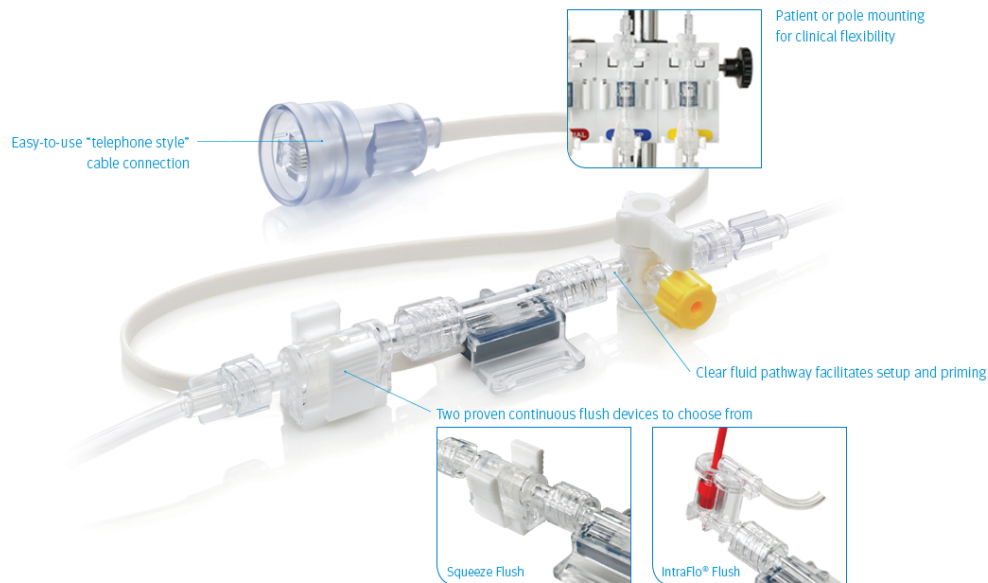
## 3.3 Subsistema manométrico

Estará compuesto por cuatro etapas idénticas y serán las encargadas de tomar las medidas de presión. La primera irá destinada al canal del balón para poder detectar cuando se hincha y se deshincha el balón y las otras tres serán las encargadas de medir la presión para distintos canales que tomarán medidas en distintos puntos del canal anorrectal.

Para empezar a acondicionar la señal, hay que entender el funcionamiento del transductor.

### 3.3.1 Transpac IV

Transpac IV es un sistema que incluye una válvula y un transductor que convierte la presión en una señal eléctrica. El líquido o gas recorre un canal que empieza con una válvula que asegura un caudal constante,



**Figura 3.3** Vista detallada de Transpac IV.

<https://www.icumed.com/products/critical-care/blood-pressure-monitoring/transpac-iv>.

y sale por una llave que permite abrir y cerrar el canal o purgarlo. En medio de este canal se encuentra el transductor que mediante un cable de cuatro hilos proporciona la señal eléctrica.

**Tabla 3.1** Especificaciones Transpac IV.

Especificaciones	
Presión operativa	−50 a 300mmHg
Límite de sobrepresión	−400 a 5000mmHg
Sensibilidad	5μV/V/mmHg ± 1 %
Zero offset	< 25mmHg
Impedancia de entrada	300 – 350Ω
Impedancia de salida	300Ω Nominales

En la Tabla 3.1 se puede ver las especificaciones del transductor, tiene un rango de funcionamiento entre −50 y 300mmHg y una sensibilidad de 5μV/V/mmHg. Se alimentará a 10V<sub>DC</sub> por lo que la salida tendrá una sensibilidad de 50μV/mmHg. La potencia máxima consumida por cada transductor ha sido calculada en (3.1)

$$P_{max} = \frac{V_{DC}^2}{Z_{IN}} = \frac{10^2}{300} = 1/3W \quad (3.1)$$

El cable del transductor viene terminado con un conector RJ14, el par interior devuelve una señal que indica la presión en el canal y el par exterior corresponde a la alimentación del transductor. En la Tabla 3.2 está el *pinout* del conector RJ14.

### 3.3.2 Convertidor analógico-digital de la BBB

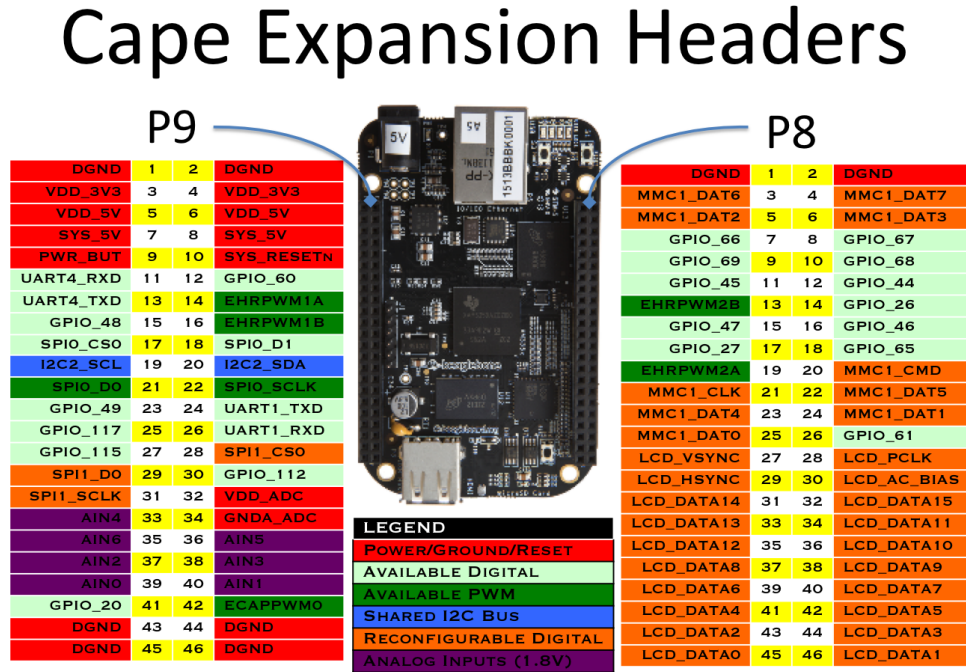
Antes de entrar en detalles es necesario entender el funcionamiento del convertidor analógico-digital de la placa. La BBB viene equipada con un convertidor analógico-digital de 12 bits y 8 canales, aunque sólo 7 de ellos son accesibles en sus conectores.

En la Figura 3.4 se muestra la configuración de los puertos de expansión de la placa. En el puerto P9 tenemos en color morado las siete entradas del convertidor, pines 33, 35-40. Las entradas deben tener una tensión comprendida entre 0 y 1.8V, para facilitarnos una correcta adaptación de las tensiones, tenemos en el

Tabla 3.2 Pinout de Transpac IV.

Pinout		
Pin	Color	Señal
2	Black	V+
3	Red	S+
4	Green	S-
5	Yellow	V-

pin 32(VDD\_ADC) una salida a 1.8V y una tensión de referencia en el pin 34(GNDA\_ADC). Estos pines pueden ser aprovechados para alimentar un amplificador operacional en *rail-to-rail*. [12]



**Figura 3.4** Puertos de expansión de la BBB. Mediante estos dos puertos el usuario puede interoperar con la placa, aquí están prácticamente todas las entradas y salidas del sistema y el microprocesador. <https://beagleboard.org/Support/bone101>.

### 3.3.3 Amplificación y filtrado

Una vez obtenidos los datos de entrada y salida necesarios, será necesaria la adecuación de la señal. Hay que buscar que la salida esté en el rango de 0 a 1.8V. Como se comentó anteriormente, el transductor de presión es capaz de medir una presión máxima de 300mmHg y teniendo en cuenta que se debe poder ajustar su nivel de presión cero, se acotará el rango de las presiones medidas de 0 a 200mmHg. Este rango parece adecuado en base a los resultados obtenidos en diversos estudios.[2, 15, 18]

Una vez acotado el rango de presiones medibles, se puede calcular el valor de salida de los transductores. En los casos en que la presión es de 0mmHg y 200mmHg:

$$0\text{mmHg} \rightarrow 0\text{mmHg} \cdot 50\mu\text{V}/\text{mmHg} = 0\mu\text{V} \quad (3.2)$$

$$200\text{mmHg} \rightarrow 200\text{mmHg} \cdot 50\mu\text{V}/\text{mmHg} = 10000\mu\text{V} = 10\text{mV} \quad (3.3)$$

Por tanto, se puede calcular la ganancia necesaria para que ante una presión de 200mmHg se obtenga una salida de 1.8V y ante una presión nula, una salida nula:

$$10mV \cdot G = 1.8V \quad (3.4)$$

$$G = 180 \quad (3.5)$$

Para la amplificación de la señal se usará un amplificador de instrumentación, éstos tienen un buen *CMRR* y una alta impedancia de entrada.

Para el filtro se ha diseñado un filtro Sallen-Key de dos polos. Dichos filtros poseen una banda de paso máximamente plana y una caída de  $40dB/dec$ . La frecuencia de corte es  $f_c = 200Hz$  y ganancia unidad. Para estos filtros se usará amplificadores operacionales que funcionen con una alimentación de 1.8V en configuración *rail-to-rail*.

### 3.4 Subsistema EMG

Se quiere monitorizar las corrientes eléctricas que circulan por el tejido muscular durante su actividad para poder estudiar los reflejos de los esfínteres anales. No se ha definido un tipo concreto de electrodos para este sistema, así pues, se diseñará el subsistema para ser capaz de funcionar en la mayor cantidad de situaciones. Se necesitan tres electrodos, uno de referencia y otros dos que deberán colocarse hacia los extremos del músculo, dentro de las posibilidades que permite el estudio en sujetos de prueba tan pequeños como puede ser una rata. El electrodo de referencia se pondrá en otra parte del cuerpo del sujeto de pruebas e irá conectado al valor de tierra del subsistema. Se debe recordar aquí la importancia del aislamiento eléctrico del susbsistema EMG para evitar cualquier tipo de derivación de corriente sobre el sujeto de pruebas.

#### 3.4.1 Amplificación y filtrado

Los dos electrodos que están conectados al músculo generarán una señal diferencial que puede ser del valor de unos pocos  $\mu V$  a unas centenas de  $\mu V$ . Se usará también un amplificador de instrumentación con una ganancia elevada y un *CMRR* alto para conseguir una buena señal. Tendrá una etapa amplificadora a continuación de ganancia variable para poder ajustar la señal de entrada al rango de valores que el convertidor recoge.

Las señales serán adaptadas al rango del convertidor, de 0V a 1.8V. Posteriormente, se usará un amplificador de aislamiento que evitará cualquier derivación. Esta amplificación se realizará antes de ser filtrada para evitar aliasing en el muestreo.

El ancho de banda aproximado de las señales EMG está comprendido entre unos  $5Hz$  y unos  $100Hz$ . Por ello se usará un filtro paso de baja que se ha calculado como para el subsistema manométrico en la Subsección 3.3.3. Aunque en este caso el filtro tendrá una frecuencia central superior.

#### 3.4.2 Aislamiento

Los electrodos son conductores de la electricidad y por ello hay que evitar que una derivación del circuito pudiera llegar hasta el sujeto de pruebas mediante dichos electrodos. Necesitaremos aislar eléctricamente la etapa de amplificación de los electrodos del resto del circuito, para ello, se alimentará el amplificador de instrumentación con un convertidor DC/DC aislado.

La señal que devuelve el amplificador también será aislada, usando un amplificador de aislamiento se consigue dicho objetivo. Como se ha visto en la Figura 3.2, este amplificador de aislamiento antes del filtro antialiasing.

### 3.5 Subsistema BeagleBone Black

Para el funcionamiento del sistema, la BBB necesitará una alimentación correcta. Mediante los pines 5 y 6 del puerto P9 (Figura 3.4) se alimentará a 5V la placa. Estos pines están específicamente diseñados para entregar la corriente necesaria a la placa. Será necesario al menos 1A de corriente para alimentar correctamente la placa [12].

Para la entrada de las señales de los sensores, se usarán los pines descritos en Subsección 3.3.2. En la Tabla 3.3 se especifica que canales del convertidor de la BBB se usarán para cada canal.

**Tabla 3.3** Relación de canales y puertos.

Conexiones analógicas		
Nombre	Puerto	Pin P9
Pressure Channel 1	AIN0	Pin 39
Pressure Channel 2	AIN1	Pin 40
Pressure Channel 3	AIN2	Pin 37
Pressure Channel 4	AIN3	Pin 38
EMG Channel	AIN4	Pin 33

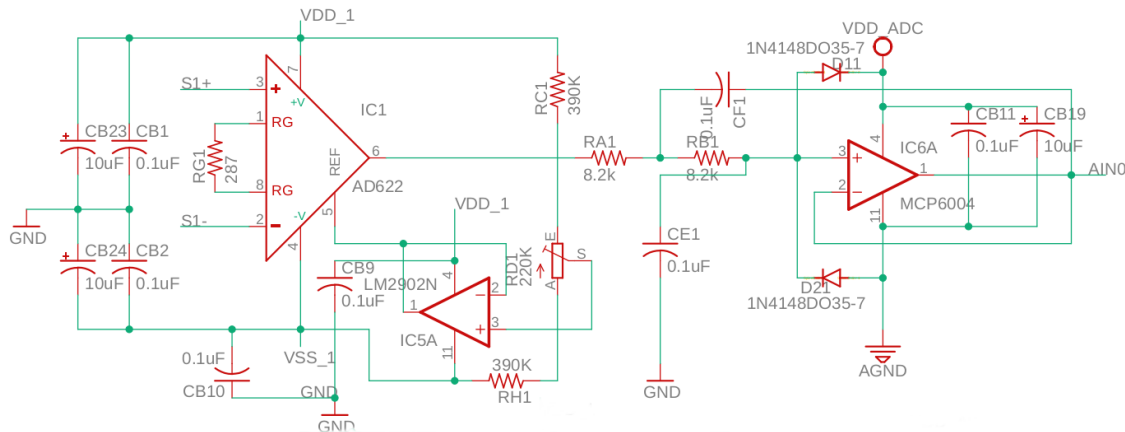
### 3.6 Subsistema Alimentación

Se diseñará también un subsistema para alimentar todo el sistema. Este subsistema se encargará de alimentar a la BBB y al resto de amplificadores y filtros. También tendrá que proveer de potencia suficiente a los cuatro sensores de presión que el sistema necesita.

Además tendrá que garantizar la estabilidad de las tensiones. Se usarán reguladores de tensión y condensadores para conseguir dicho fin.

### 3.7 Cálculos y valores

#### 3.7.1 Canales de presión



**Figura 3.5** Circuito canal de presión. La señal entra por S1 es amplificada por IC1 y filtrada en la etapa formada en IC6A para salir por AIN0. RD1 controla el nivel de continua de la señal resultante.

En la Figura 3.5 se muestra el diseño del circuito de amplificación para un canal de presión.

Se ha optado por un amplificador de instrumentación AD622 (Analog Devices, EEUU). Entre sus principales características destacan su bajo consumo, ganancia entre 2 y 1000, alimentación de  $\pm 2.6V$  a  $\pm 15V$ , y CMRR 118 dB para ganancias superiores a  $G = 100$ .

El amplificador ha sido diseñado para ofrecer una ganancia ajustable mediante la resistencia  $R_G$ , cuya ganancia puede ser estimada usando la expresión:

$$R_G = \frac{50.5K\Omega}{G - 1} \quad (3.6)$$

Usando el valor de ganancia calculado previamente:

$$R_G = \frac{50.5K\Omega}{180 - 1} = \frac{50.5K\Omega}{179} = 282.12\Omega \quad (3.7)$$

Dentro de los valores estandarizados, se ha escogido una resistencia de  $287\Omega \pm 0.1\%$ . Resolviendo en (3.6):

$$G = \frac{50.5K\Omega}{R_G} + 1 = \frac{50.5K\Omega}{287} + 1 = 176.96 \quad (3.8)$$

Lo que representa un error de  $1.7\%$  frente a la ganancia deseada. Consiguiendo la lectura de una presión máxima de  $196.6mmHG$ . Se ha preferido conseguir un menor rango de presiones y aumentando la sensibilidad, pues el rango abarca holgadamente los valores recogidos en la práctica.

Mediante un seguidor de tensión y un divisor de tensión, se podrá ajustar el valor de continua de la salida del amplificador de instrumentación. Se han usado valores grandes para el divisor para minimizar el consumo. El amplificador de instrumentación será alimentado a  $\pm 5V$  y se usarán las mismas tensiones para el divisor resistivo anterior.

Usando una resistencia variable,  $R_D$ , de  $220K\Omega$  y unos valores de  $390K\Omega$  para  $R_C$  y  $R_H$ , se consigue una tensión de  $\pm 1.1V$ . Gracias a esto se podrá ajustar el valor de presión 0 de nuestro sistema.

Para el seguidor de tensión se ha escogido un amplificador operacional LM2902 (Texas Instruments, EEUU), que funciona para los valores de tensión del sistema, ( $\pm 5V$ ) e incorpora 4 amplificadores operacionales, uno para cada canal. Los condensadores  $C_{B9}$  y  $C_{B10}$  son condensadores de *bypass* para el LM2902, de igual forma, los condensadores  $C_{B1}$ ,  $C_{B2}$ ,  $C_{B23}$  y  $C_{B24}$  para el AD622, como indican los fabricantes para una alimentación más estable consiguiendo así una salida con menor ruido.

Para el filtro, Se ha diseñado un filtro Sallen-Key de segundo orden con una frecuencia de corte  $f_c = 200Hz$  y un factor de calidad  $Q = 0.5$  para conseguir un filtro máximamente plano y con un rechazo de  $40dB/dec$ .

**Tabla 3.4** Resistencias y condensadores calculados.

Componente	Valor
$R_A$	$8.2K\Omega$
$R_B$	$8.2K\Omega$
$C_E$	$0.1\mu F$
$C_F$	$0.1\mu F$

Con los valores estandarizados se ha calculado la frecuencia de corte y la función de transferencia del filtro resultante.

$$f_c = 194.09Hz \quad (3.9)$$

$$G(s) = \frac{1487209.9940512}{s^2 + 2439.0243902439s + 1487209.9940512} \quad (3.10)$$

$$g(\infty) = 1 \quad (3.11)$$

Como se ve en la Figura 3.6, se ha conseguido un filtro paso de baja con un ancho de banda de  $200Hz$  con una banda plana.

Para el amplificador operacional del filtro, se ha escogido un MCP6004 (Microchip, EEUU), que ofrece cuatro amplificadores en un solo encapsulado, capaz de funcionar con tan solo  $1.8V$  y con capacidad *Rail-to-Rail*. Se deja al final de esta sección un inciso para explicar un poco más esta característica que ya se ha mencionado anteriormente.

Se usarán los cuatro amplificadores para los filtros de todos los canales de presión.

Este amplificador irá alimentado por la BBB con la tensión  $VDD\_ADC$  y su tierra correspondiente. Como las tensiones del amplificador de instrumentación tiene un rango dinámico de  $\pm 5V$  (aproximadamente), se han incluido dos diodos a la entrada del operacional MCP6004, en caso de que la tensión sea, bien superior a  $VDD\_ADC + V_f$ <sup>3</sup> o bien inferior a  $-V_f$ , el diodo  $D_{11}$  o  $D_{21}$  respectivamente, conducirá y evitará que la tensión alcance valores superiores (o inferiores en el segundo caso mencionado) que pudieran dañar el amplificador.

Para el MCP6004 también se han usado dos capacidades de *bypass*,  $C_{B11}$  y  $C_{C19}$  para estabilizar la alimentación de los amplificadores.

<sup>3</sup>  $V_f$  del inglés forward voltage, tensión de caída del diodo.



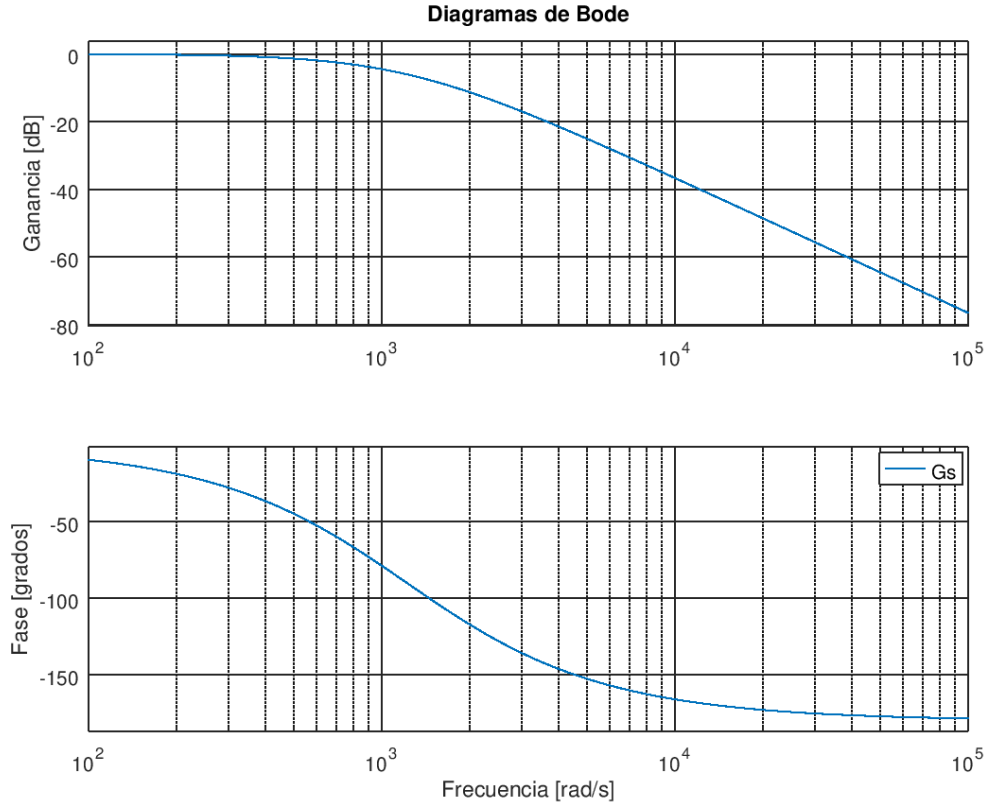


Figura 3.6 Diagrama de Bode filtros de presión realizado con Octave (John W. Eaton 1998-2019).

### Rail-to-Rail

En el estudio de operacionales ideales, se suele usar valores de saturación a la salida de  $\pm\infty$ , sin embargo, un operacional alimentado con una tensión determinada no puede alcanzar dichos valores, ni tan siquiera superior a la alimentación. Por ello se toman como valores de saturación el valor de alimentación máximo y mínimo, sin embargo, en la mayoría de los operacionales, debido a la electrónica interna, esos valores son inalcanzables y existe una ligera diferencia de tensión entre la salida máxima o mínima y sus tensiones de alimentación, de valores menores a 1V.

Para este caso, en el que se quiere conseguir una entrada acotada a 1.8V delimitada por nuestro convertidor analógico-digital, interesa que el amplificador pueda ser alimentado a ese valor y al mismo tiempo ser capaz de proporcionar dicha tensión a su salida. Esa capacidad que poseen, debido a su diseño, algunos amplificadores, es lo que se conoce como *Rail-to-Rail*.

Se podría haber amplificado el operacional con una tensión superior a 1.8V, sin embargo, los diseñadores de la BBB aconsejan no sobrepasar esa tensión en las entradas del convertidor, para ello se proporciona el valor de referencia con capacidad de alimentar operacionales de bajo consumo con capacidad *Rail-to-Rail*.

### 3.7.2 Canal EMG

En la Figura 3.7 se puede ver el circuito de amplificación para los electrodos EMG. Se ha usado un diseño parecido al usado en la sección anterior, con un amplificador de instrumentación AD622 (Analog Devices, EEUU).

En el *datasheet* del fabricante se encuentra una tabla de ganancias con valores estandarizados de resistencias. Para conseguir la mayor ganancia aconsejan usar una resistencia de 51.1kΩ. Se ha escogido una de 51kΩ, para conocer la ganancia que obtiene se resuelve de la ecuación (3.6) y (3.8):

$$G = \frac{50.5K\Omega}{R_G} + 1 = \frac{50.5K\Omega}{51} + 1 = 991.2 \quad (3.12)$$

$$G(dB) = 59.92dB \quad (3.13)$$

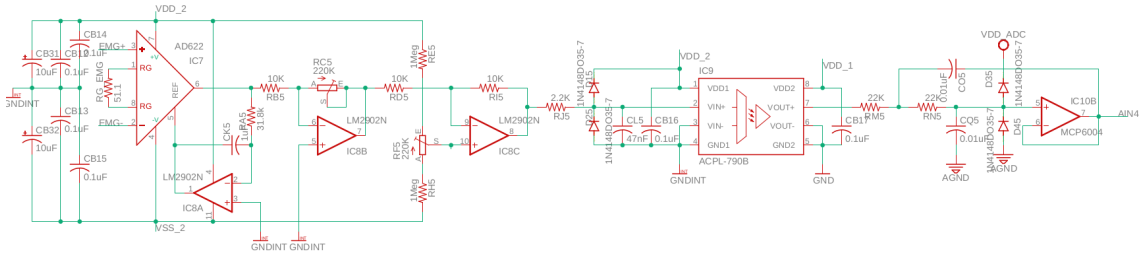


Figura 3.7 Circuito canal EMG.

Se ha usado un filtro paso de baja activo, al estar en configuración inversora, a su salida habrá un valor contrario a la parte de continua de la señal que devuelve el amplificador de instrumentación, gracias a esta realimentación, se consigue filtrar la componente de continua de la señal.

Para filtrar por debajo de  $5\text{Hz}$ , hay que escoger los valores de  $R_A$  y  $C_K$ . La ecuación de un filtro RC es:

$$\omega_c = \frac{1}{RC} = 2\pi \cdot f_c \quad (3.14)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.15)$$

Para resolver esta ecuación, se ha escogido un valor de  $C = 1\mu\text{F}$  obteniendo:

$$R = \frac{1}{2\pi \cdot C \cdot f_c} = \frac{1}{2\pi \cdot 1\mu\text{F} \cdot 5\text{Hz}} = 31.831\text{K}\Omega \quad (3.16)$$

El valor de la resistencia,  $31.8\text{K}\Omega$ , ha sido escogido dentro de los valores normalizados y que se aproxima bastante al valor deseado.

Una vez filtrado el nivel de continua de la señal, se ha colocado una etapa de amplificación, para ello se usa un sencillo amplificador inversor con un operacional. Para ajustar la ganancia, se coloca una resistencia variable de  $220\text{K}\Omega$ . Se sabe que un amplificador de este tipo tiene una ganancia definida por:

$$G = \frac{R_C}{R_B} \quad (3.17)$$

Por tanto, para los valores máximos y mínimos de la resistencia variable se tiene:

$$R_C = 220\text{K}\Omega \rightarrow G = \frac{220\text{K}\Omega}{10\text{K}\Omega} = 22 \quad (3.18)$$

$$R_C = 0\Omega \rightarrow G = \frac{0\Omega}{10\text{K}\Omega} = 0 \quad (3.19)$$

O en medidas logarítmicas, la ganancia se moverá entre:

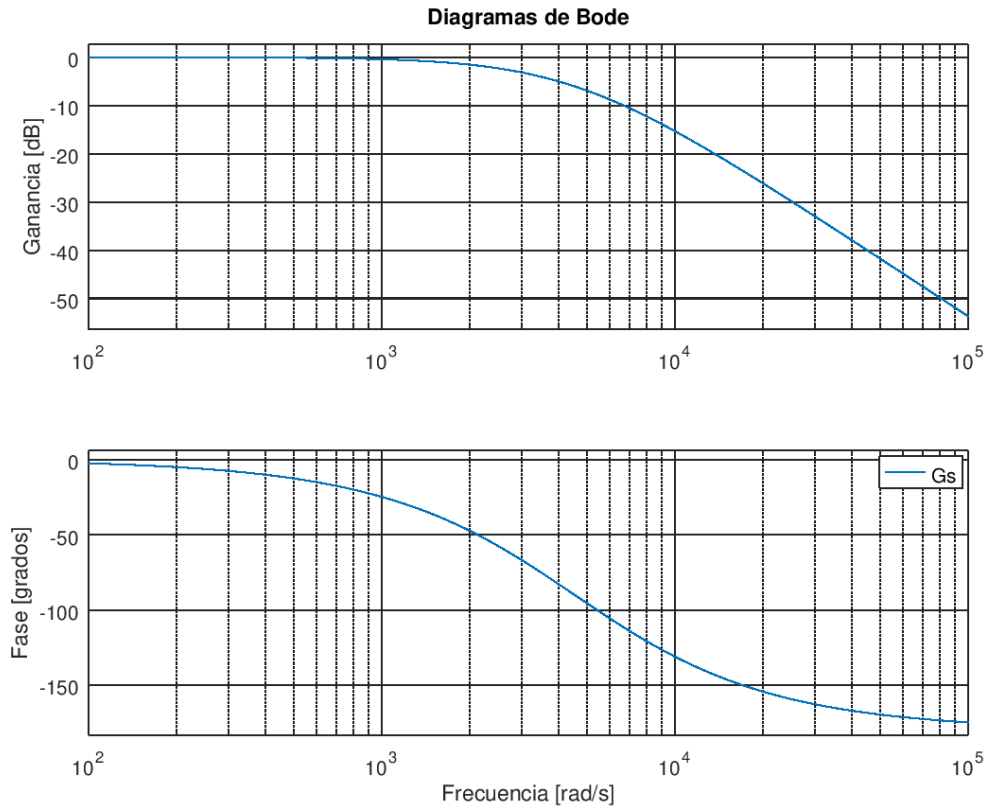
$$[-\infty, 26.9]\text{dB} \quad (3.20)$$

Según los datos del fabricante, el amplificador de aislamiento ACPL-7900 (Avago Technologies, EEUU), tiene una ganancia  $G = 8.2 \pm 3\%$ . Las señales que se obtendrán de las etapas previas tendrán un valor de continua nulo, lo que implica que las partes negativas de la señal, serán también negativas y de mayor módulo; como bien se comentó antes, las señales que han de muestrearse deben tener valores comprendidos entre 0 y  $1.8\text{V}$ , así pues, o bien se rectifica la señal, o bien se cambia su nivel de continua. Se ha optado por la segunda opción y por esa razón se añade otro amplificador operacional que actúa como amplificador inversor con nivel de continua ajustable. De esta manera se consigue ajustar mediante la ganancia y el nivel de continua que la señal oscile en el rango deseado para poder representarla en la pantalla.

Tanto para el filtro paso de alta, como para los dos inversores, se ha usado un LM2902, por las mismas razones que antes, tiene un bajo consumo, un buen precio y trabaja entre  $\pm 5V$  sin ninguna dificultad.

Como se ha comentado antes, para el aislamiento eléctrico de la señal, se ha usado un ACPL-7900<sup>4</sup>. Siguiendo las recomendaciones del datasheet, se han usado también capacidades de *bypass*, y diodos para evitar sobretensiones como ya se ha comentado anteriormente. Para su funcionamiento, tiene que ser alimentado por las dos partes del aislamiento, así pues, por un lado recibe una alimentación de  $5V$  que se ha llamado  $VDD\_2$  y que alimenta también al AD622 y el LM2902, y por otro lado, los  $5V$ ,  $VDD\_1$ , que alimenta también a los amplificadores de instrumentación de la parte de los sensores de presión.

$R_J$  y  $C_L$  hacen de filtro RC con una frecuencia de corte del orden de  $1.5KHz$ .



**Figura 3.8** Diagrama de Bode filtro EMG realizado con Octave (John W. Eaton 1998-2019).

Para el filtrado antialiasing para la BBB, se ha calculado también un filtro de orden dos Sallen-Key. Sólo se comentarán los valores obtenidos para una  $f_c = 750Hz$  y una  $Q = 0.5$ .

**Tabla 3.5** Resistencias y condensadores calculados para el filtro EMG.

Componente	Valor
$R_M$	$22K\Omega$
$R_N$	$22K\Omega$
$C_O$	$0.01\mu F$
$C_Q$	$0.01\mu F$

<sup>4</sup> Aunque en la Figura 3.7 viene como ACPL-790B, el amplificador que se usa es el 7900, pero el componente disponible en el software de CAD sólo incluía modelo para el 790B.

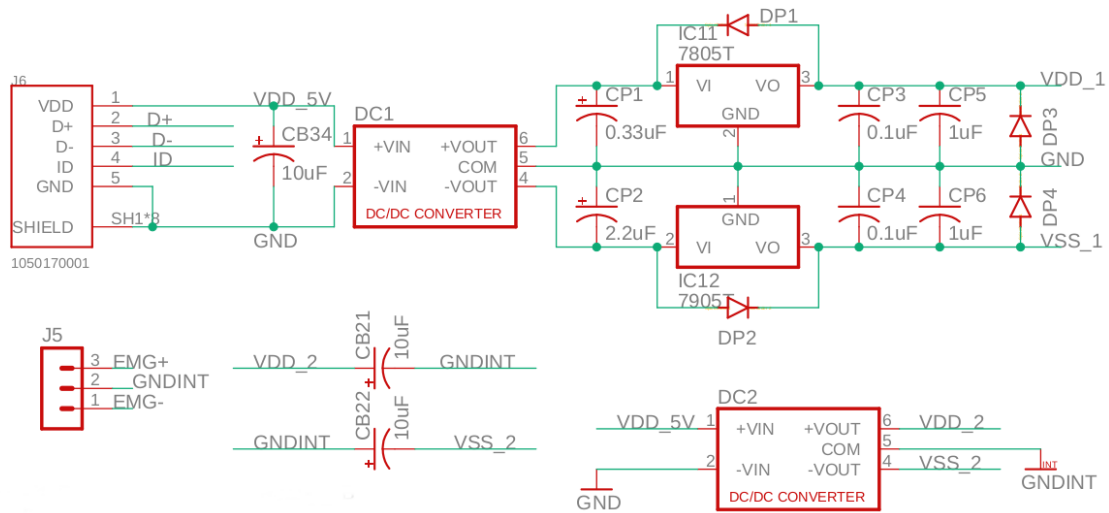
$$f_c = 723.43Hz \quad (3.21)$$

$$G(s) = \frac{20661157.024793}{s^2 + 9090.9090909091s + 20661157.024793} \quad (3.22)$$

$$g(\infty) = 1 \quad (3.23)$$

Se han usado los mismos amplificadores para el filtro de la señal EMG que los usados anteriormente en los filtros de presión, MCP6004 (Microchip, EEUU). Igualmente, se usan protecciones de sobretensión con diodos, capacidades de *bypass* y aprovechado la capacidad *Rail-to-Rail* de los amplificadores.

### 3.7.3 Alimentación de la placa



**Figura 3.9** Alimentación de la placa. Mediante convertidores DC-DC se generan tensiones duales y se estabilizan con reguladores de tensión.

Para conseguir las tensiones necesarias del circuito, se ha usado un convertidor DC-DC de 5V a  $\pm 9V$  de Murata (Kyoto, Japón), después, mediante reguladores de tensión positivos y negativos, se consiguen dos salidas de  $\pm 5V$ . Como se aprecia en la Figura 3.9, se han colocado una serie de condensadores para estabilizar la señal y reducir el rizado, así como diodos para evitar sobretensiones que puedan dañar el circuito, para ello se ha seguido las recomendaciones de los fabricantes de nuestros reguladores de tensión lineal, 7805 positivo y el 7905 para las tensiones negativas<sup>5</sup>. Este circuito generará una tensión  $\pm 5V$  que se usará para alimentar los amplificadores de presión y también los 10V de tensión que caen entre  $VDD_1$  y  $VSS_1$  para alimentar los transductores Transpac IV.

Para alimentar la BeagleBone, se va a usar la tensión directa del puerto microUSB:  $VDD_5V$ .

Por último, para el aislamiento eléctrico del subsistema EMG, se va a usar otro convertidor DC-DC de 5V a  $\pm 5V$ . Como se puede observar en la Figura 3.9, para este caso se ha dejado la tierra aislada, creando una nueva referencia de tierra, que se ha denominado  $GNDINT$ . Junto a  $VDD_2$  y  $VSS_2$ , se tiene una alimentación aislada eléctricamente del resto del circuito. Se han usado unas capacidades de  $10\mu F$  entre las tensiones y la referencia de tierra para reducir el rizado de las tensiones.

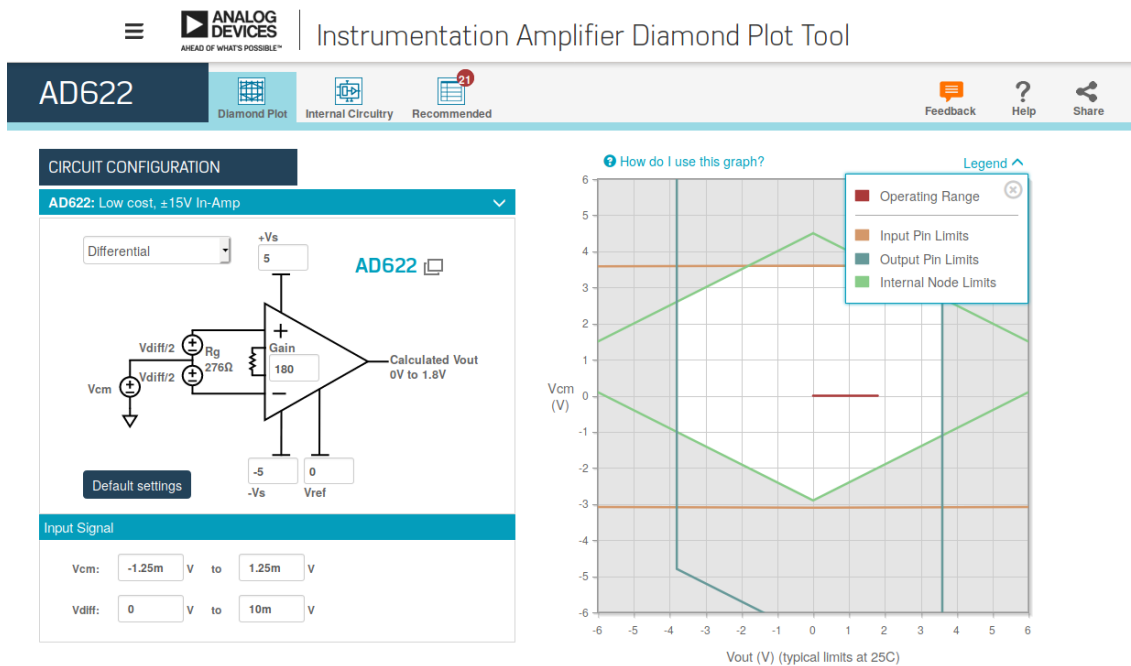
## 3.8 Simulaciones

### 3.8.1 Diagrama de Diamante

Existe a disposición de los usuarios, en la página web del fabricante, una herramienta para estudiar los márgenes de funcionamiento del amplificador de instrumentación.<sup>6</sup>

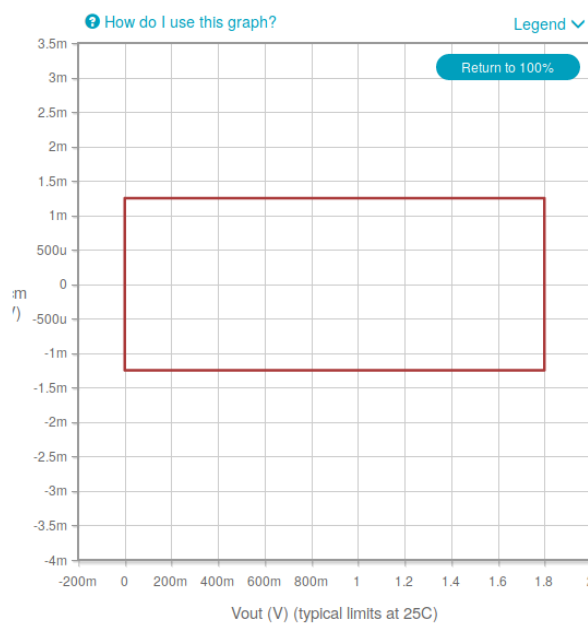
<sup>5</sup> <https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/LM7805.pdf>

<sup>6</sup> Instrumentation Amplifier Diamond Plot Tool: <https://www.analog.com/designtools/en/diamond>



**Figura 3.10** Diagrama de Diamante. La zona blanca representa la zona operable y está delimitada por las tensiones de alimentación, de entrada y por las limitaciones internas del amplificador. En rojo el rango de la señal de salida.

En la Figura 3.10 se puede ver un *diagrama de diamante* que permite estudiar los márgenes operativos del amplificador para una determinada alimentación, voltaje de modo común y diferencial en la entrada, tensión de referencia y ganancia. La zona blanca representa la zona operable del amplificador, las líneas azules representan la salida máxima debido a la alimentación del amplificador, las líneas naranjas los límites de las tensiones de entrada y las líneas verdes los límites internos del amplificador. En rojo se ve el rango operativo, que muestra un rectángulo con los niveles de salidas posibles según la tensión diferencial (eje horizontal) y los niveles de tensión del modo común a la entrada (eje vertical).



**Figura 3.11** Detalle del rango operativo del Diagrama de Diamante.



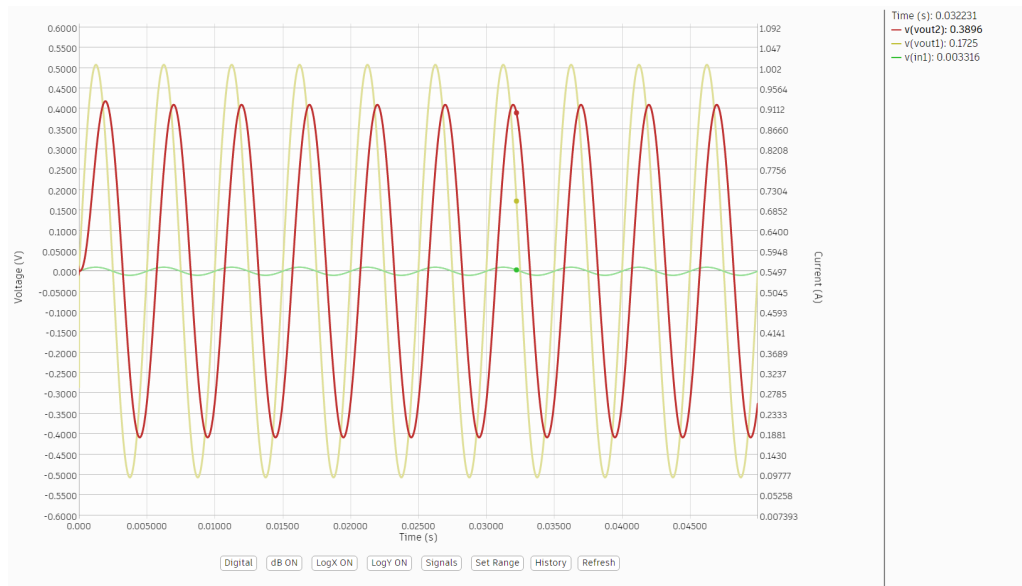
**Figura 3.12** Análisis AC con entrada de 10mV(verde), en amarillo se representa la salida del amplificador de instrumentación y en rojo la salida de la señal después de pasar por el filtro..

Para el caso del amplificador del canal de presión, se obtendrán unas salidas acotadas entre los 0V y 1.8V, lo que concuerda con lo calculado previamente.

### 3.8.2 SPICE

El fabricante ofrece también para el amplificador AD623 un modelo SPICE. Este amplificador es prácticamente idéntico al AD622, lo que los distingue es la capacidad *rail-to-rail* y un *CMRR* diferente, en el resto de sus características son prácticamente iguales. Aprovechando sus parecidos, se han realizado simulaciones del circuito de presión con una herramienta SPICE. Para el resto de componentes se han usado modelos genéricos que incorpora el simulador.

En la Figura 3.12 se ve una gráfica que muestra la salida del amplificador de instrumentación (amarillo) y la salida después del filtro antialiasing de 200Hz (rojo), para una entrada de amplitud 10mV ( $-40dBV$ )<sup>7</sup>.



**Figura 3.13** Análisis transitorio.

<sup>7</sup> Para esta simulación se ha usado un valor de ganancia inferior para que se pudiese apreciar en la gráfica la caída en frecuencia producida por el amplificador de instrumentación.

La Figura 3.13 muestra un análisis transitorio con una entrada sinusoidal de  $10mV$  a una frecuencia de  $200Hz$ . En verde la entrada y como antes, en amarillo la salida del amplificador de instrumentación y en rojo la salida del filtro<sup>8</sup>.

Del análisis se puede esperar que el circuito funcione de la forma esperada. Se realizaron también simulaciones para probar el ajuste del nivel de continua, sin embargo no se han mostrado aquí por la imposibilidad de superponer los distintos resultados en el simulador usado.

---

<sup>8</sup> Se ha usado el mismo valor de ganancia que en el análisis AC.





## 4 Prototipado

---

*Una idea sin prototipo ¿Es algo más que una quimera?.*

"LA FILOSOFÍA EN EL TOCADOR" (1795), MARQUÉS DE SADE

En este capítulo se va a hablar de los pasos que se han seguido para hacer el prototipo del diseño. Una vez escogidos los componentes y probados sobre una *protoboard*, se va a pasar al diseño de la placa que alberga el diseño.

Se ha escogido para el diseño de los esquemáticos y la PCB, o placa de circuito impreso en castellano, la suite Eagle(Autodesk, EEUU)<sup>1</sup>. Dispone de varias herramientas para ello y de licencia gratuita para estudiantes, es por eso que ha sido escogida para llevar a cabo este diseño.

### 4.1 Consideraciones previas

Para cumplir la tarea aquí propuesta, se ha diseñado un sistema con distintas alimentaciones y distintas tierras de referencia. La de mayor cuidado, en cuanto a aislamiento eléctrico, está en la parte de amplificación de la señal EMG, por tanto, se deben colocar todos los elementos que le atañen en la misma zona de la placa.

Sin embargo, el convertidor analógico-digital también incluye su propia alimentación que hemos usado para alimentar dos amplificadores operacionales de bajo consumo. Esta alimentación también incluye su propia tierra, y aunque en principio deba de tener el mismo valor de tensión que el resto de las tierras, tampoco se conoce su diseño exacto en la BBB. Por eso, se ha usado otro valor de tierra diferente con su propio plano de masa. Se ha conectado la tierra del circuito con la tierra del convertidor con una resistencia que permite compartir el mismo potencial y por la que no debería circular corriente alguna.

Para terminar, otro plano de masa ha sido usado para los componentes encargados de la alimentación de la placa. Así se evitan ruidos que suelen generar los componentes que manejan más potencia.

### 4.2 Esquemático

En la Figura 4.1 se representa el esquemático del diseño. A la izquierda se encuentran las cuatro etapas de amplificación y filtrado de presión.

En la parte superior derecha se muestra todo el circuito para la parte del EMG. Así mismo, abajo a la derecha se encuentran los *Headers* de la BBB que sirven para comunicarla y alimentarla. Y por último, en la parte inferior están los conectores de la placa y la alimentación de todo el circuito.

Como puede apreciarse, se han usado cuatro conectores RJ14 o RJ11<sup>2</sup> para conectar los transductores Transpac IV. Para los electrodos se ha usado un Pin Header de 3x1 genérico ya que no se ha designado un conector por defecto.

En la sección de conectores y alimentación se puede ver la resistencia de unión entre tierras antes comentada, así como los orificios de la placa para ser unida de forma mecánica a una caja o similar.

---

<sup>1</sup> <https://www.autodesk.com/products/eagle/overview>

<sup>2</sup> Es el mismo conector, solamente cambia el número de pines usados.

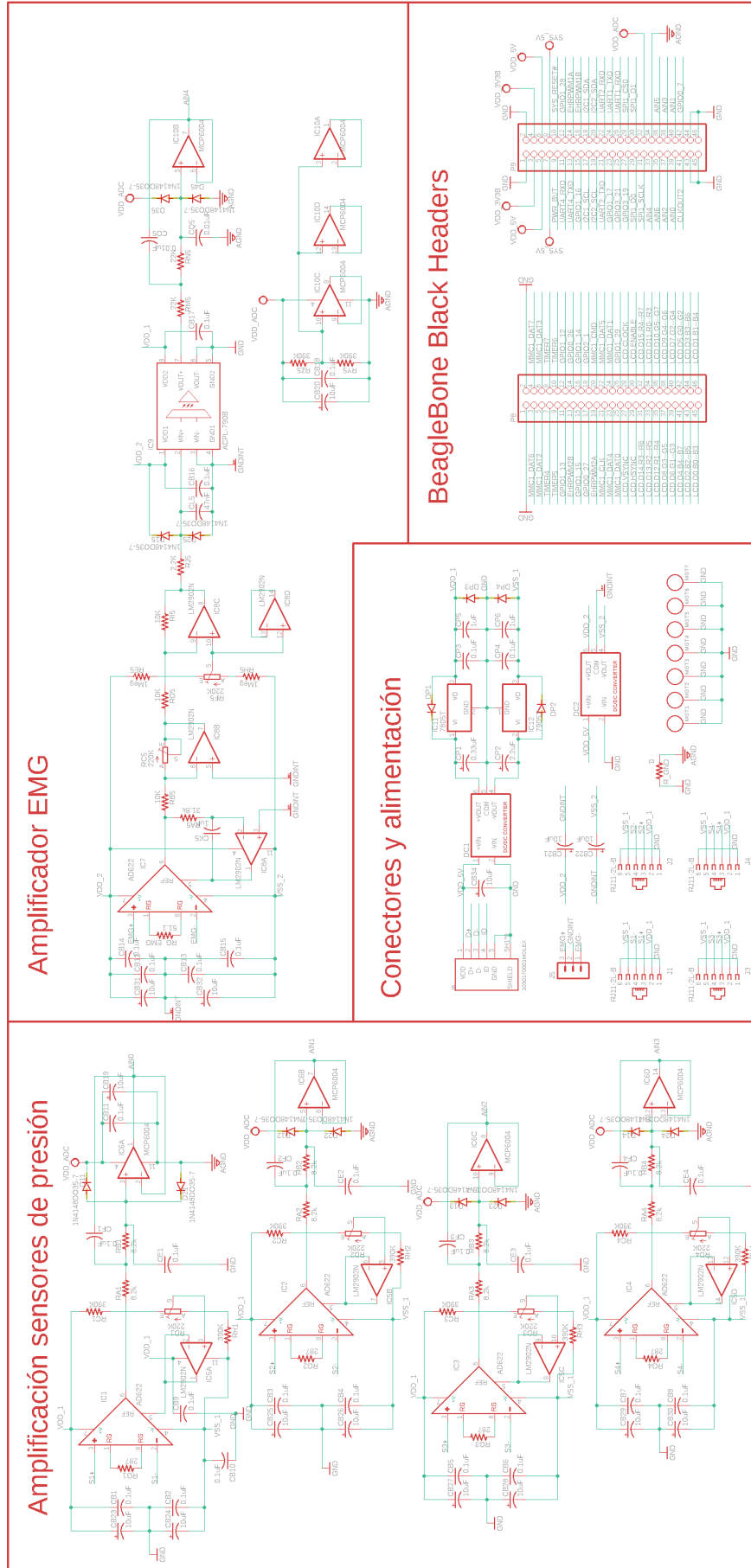


Figura 4.1 Esquemático completo.

Para los amplificadores operacionales que han quedado ociosos, se ha seguido el consejo de los fabricantes, colocándolos en modo seguidor de tensión y con una tensión fijada para evitar ruidos y mayores consumos. Para ello se han aprovechado resistencias de gran resistividad para que la potencia necesaria sea muy baja, en este caso, inferior a  $5\mu W$  para los tres amplificadores.

### 4.3 Placa de circuito impresa (PCB)

Tras las pruebas ya comentadas en placas *protoboards*, se pasa al diseño de la placa. Ya que el diseño no es demasiado complejo, se hará un circuito a doble cara, lo que ayudará a enrutar cómodamente las pistas del circuito y a su vez ayudará a que otros puedan fabricar placas futuras con pocos medios.

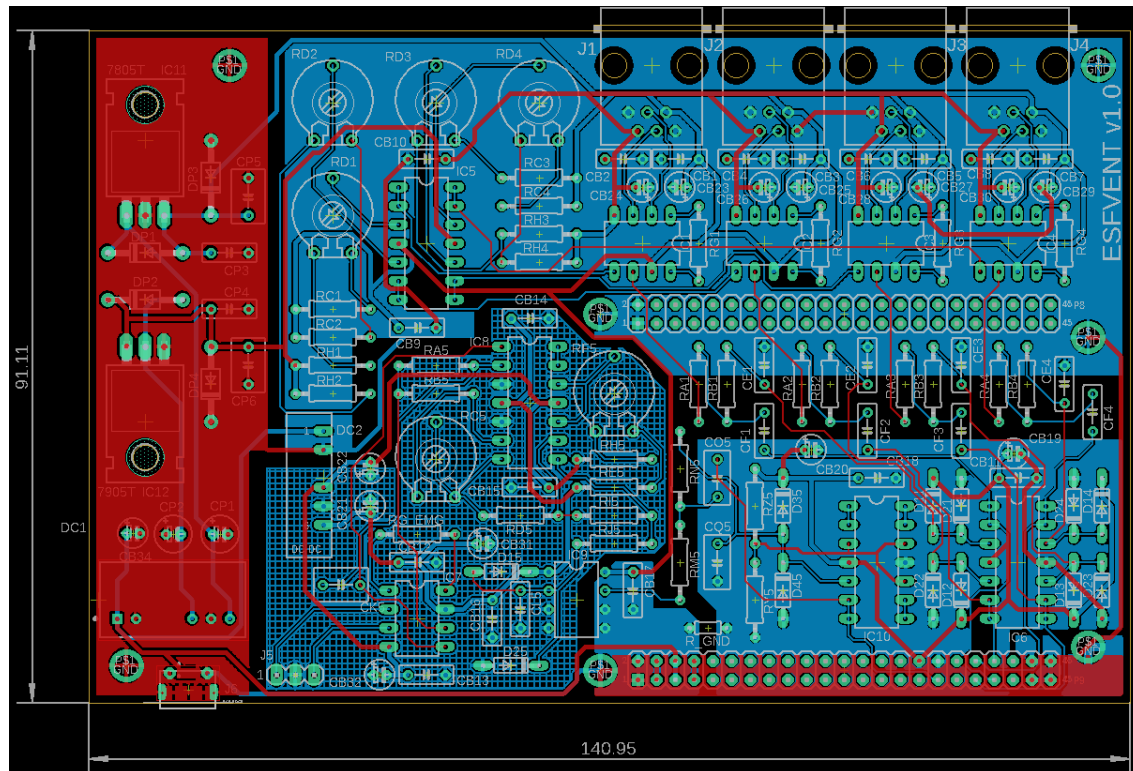


Figura 4.2 Placa de circuito impreso (PCB).

En la Figura 4.2 puede verse el resultado. Se han conseguido los *footprints* (huellas, en español) de la gran mayoría de los componentes de las bibliotecas de Eagle y de los sitios webs de los fabricantes. Sólo para algunos casos especiales ha sido necesario modificar otros *footprints* para adaptarlos a los componentes usados.

Lo primero que se ha hecho para el diseño ha sido posicionar los *headers* que deben alinearse con la BBB, se pueden observar en la parte inferior-derecha del diseño. A partir de ahí, se han conectado los operacionales que irán directamente conectados con la placa. Así pues, se puede diferenciar cuatro grandes regiones en el diseño.

Abajo a la derecha, como se ha comentado, se encuentra la parte de filtrado anti-aliasing de los cinco canales. Posee tierra propia que está conectada a la tierra del convertidor analógico-digital.

A su izquierda, con una tierra en forma de cuadrícula, se encuentra el tratamiento de la señal EMG, puede verse que hay dos potenciómetros, RC5 que controla la ganancia y RF5 que controla el nivel de continua. La entrada de la señal se produce en el puerto J5 y a través de IC9, la señal pasa de la zona aislada a la de alimentación común.

En la parte superior y predominante de la placa, se ve la zona de entradas de señales de presión. Como se ha comentado, se conectará la placa a los sensores Transpac IV con conector RJ14, los cuales se aprecian en la parte superior derecha, J1, J2, J3 y J4, que se corresponden con el canal 1, 2, 3 y 4 respectivamente. Debe recordarse que mediante este puerto también se alimenta a los transductores de presión. A la izquierda de los

conectores se encuentran cuatro potenciómetros encargados de controlar el nivel de presión cero de cada sensor. Se tiene por tanto, RD1, RD2, RD3 y RD4 que, como ya se ha comentado, controlan los canales 1, 2, 3 y 4 respectivamente.

Por último, a la izquierda, está el tratamiento de la alimentación del circuito. El plano de masa se ha hecho en la capa superior (en rojo) por compatibilidad con el conector *microusb* que es de tecnología *SMD* mientras que el resto de planos se encuentran en la capa inferior.

## 4.4 Fabricación

Se ha optado por recurrir a un fabricante internacional para la fabricación de la PCB. La gran competitividad de las empresas internacionales permiten la fabricación del prototipo por un precio accesible con las máximas garantías y el uso de las mejores tecnologías.

Se han escogido los servicios de [www.pcbway.com](http://www.pcbway.com) para esta tarea. En la Figura 4.3 se puede comprobar el resultado obtenido. Como puede verse, los resultados que se han conseguido hubieran estado fuera del de este trabajo alcance usando técnicas manuales.

El resultado final tiene un tamaño de 142 x 91 mm.

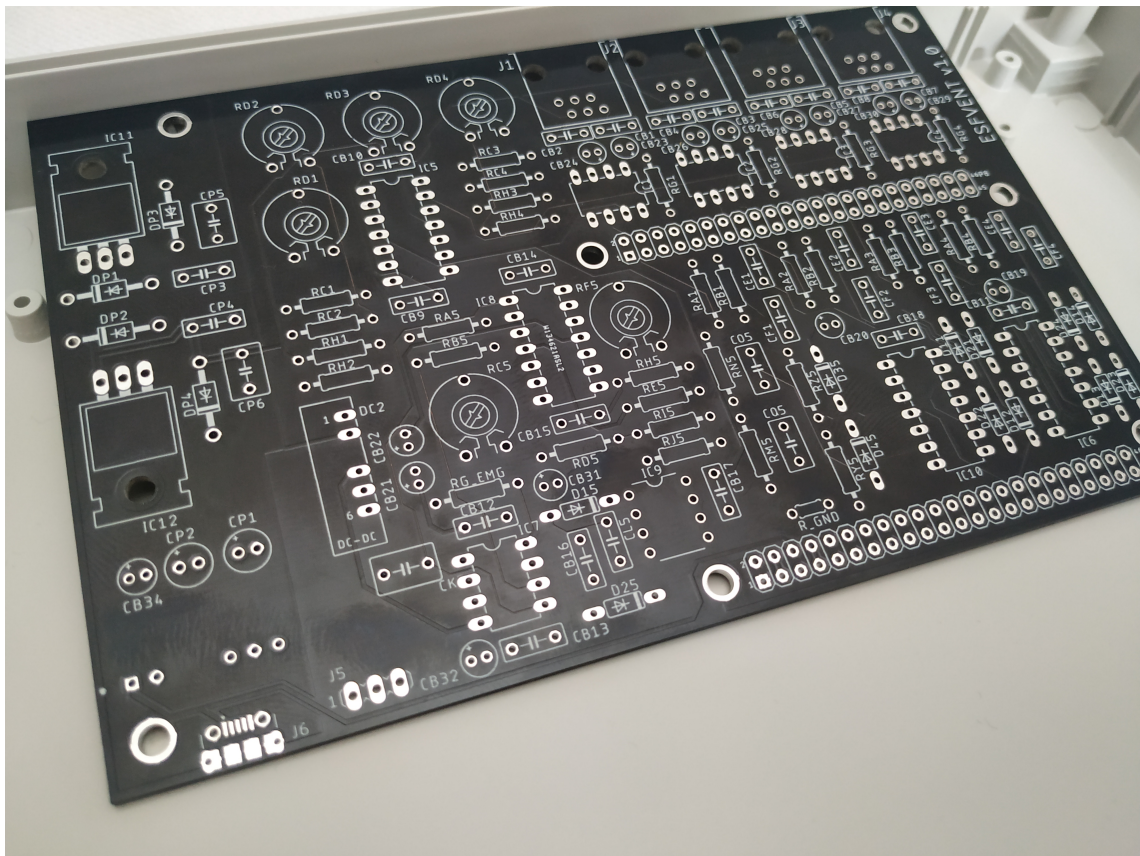


Figura 4.3 Placa fabricada.

## 4.5 Presupuesto del prototipo

Para terminar este capítulo, se detallará en esta sección el precio de la fabricación del prototipo teniendo en cuenta el precio unitario de los componentes. Muchos proveedores venden componentes a partir de una cantidad mínima, sin embargo, no se ha tenido ese detalle en cuenta.

Para el precio de la placa se ha interpolado el valor teniendo en cuenta que el precio total de fabricación y envío para cinco placas fue de 55€. El precio de la *BeagleBone Black* no ha sido incluido en este presupuesto.

Tabla 4.1 Presupuesto del prototipo.

Ud	Componente	Descripción	Precio ud. (€)	Total (€)
28	0.1 $\mu F$	Condensador de poliester	0.140	3.92
3	1 $\mu F$	Condensador de poliester	0.378	1.13
15	10 $\mu F$	Condensador electrolítico	0.157	2.36
2	0.01 $\mu F$	Condensador de poliester	0.166	0.33
1	47nF	Condensador de poliester	0.181	0.18
1	0.33 $\mu F$	Condensador electrolítico	0.025	0.03
1	2.2 $\mu F$	Condensador electrolítico	0.025	0.03
12	1N4148	Diodo de red	0.053	0.64
4	1N4004	Diodo rectificador	0.225	0.90
1	MEJ2D0509SC	Convertidor DC-DC Mu-Rata	9.330	9.33
1	ITA0505S	Convertidor DC-DC XP Power	3.620	3.62
5	AD622ANZ	Amp Instrumentación Analog Devices	6.850	34.25
2	LM2902	Amp Operacional Texas Instruments	0.318	0.64
2	MCP6004	Amp Operacional Microchip	0.418	0.84
1	ACPL-7900	Amp de aislamiento Avago Technologies	4.540	4.54
1	7805	Regulador de tensión lineal positivo	0.510	0.51
1	7905	Regulador de tensión lineal negativo	0.520	0.52
4	RJ14	Conector RJ14	0.532	2.13
1	105017-0001	Conector Molex microusb	0.414	0.41
2	23x2	Tiras de pines 23x2	0.990	1.98
1	51.1 $\Omega$	Resistencia fija	0.052	0.05
4	287 $\Omega$	Resistencia fija	0.202	0.81
1	2.2K $\Omega$	Resistencia fija	0.033	0.03
8	8.2K $\Omega$	Resistencia fija	0.068	0.54
3	10K $\Omega$	Resistencia fija	0.104	0.31
2	22K $\Omega$	Resistencia fija	0.026	0.05
1	31.8K $\Omega$	Resistencia fija	0.130	0.13
10	390K $\Omega$	Resistencia fija	0.105	1.05
2	1M $\Omega$	Resistencia fija	0.050	0.10
6	220K $\Omega$	Potenciometro lineal	0.228	1.37
1	Placa	Fabricación PCB	11.000	11.00
127		Total sin IVA		83.72
		IVA	21.0%	17.58
Total				101.30€



## 5 Software

---

*La función de un buen software es hacer que lo complejo aparente ser simple*

GRADY BOOCH

La tarea de desarrollar un software con interfaz gráfica presenta siempre muchas decisiones que tomar antes de poder empezar el trabajo. Los distintos sistemas operativos y plataformas que han funcionado en las computadoras avanzadas han dado lugar a una gran cantidad de herramientas y lenguajes para desarrollar softwares con interfaz gráfica de usuario, también conocido como GUI del inglés Graphical User Interface. El exceso de diversidad ha dado lugar a una falta de unificación en la programación de interfaz gráfica. Así pues, existen diferentes plataformas para diferentes sistemas operativos, algunas son únicas para ciertos sistemas operativos, y otras son portables a diferentes sistemas operativos.

En este escenario se presenta Qt, un entorno de trabajo que puede funcionar en distintas distribuciones de *Linux* o *Windows*. Qt está formado por una serie de métodos, librerías y objetos, etc. para C++ que permite la creación de interfaces gráficas de forma rápida y eficaz. Su alta integración en *Linux* y en ordenadores con procesadores *ARM* la convierten en la opción más atractiva para los usuarios de BeagleBone Black a la hora de desarrollar programas.



Gracias a Qt se pueden crear gráficas, añadir botones u otras funcionalidades. Para presentar los datos, se representarán cuatro gráficas en las que se muestre el nivel de presión con respecto al tiempo, además de otra que represente la señal EMG y por lo tanto mostrará el nivel de tensión en el músculo frente al tiempo. El tiempo irá aumentando durante el tiempo de la prueba, se mostrará una ventana temporal por la que se desplazarán las señales de un modo similar a un osciloscopio.

Se añadirán también varios botones para iniciar la prueba, detenerla, reiniciar las medidas, hacer marcas en las señales y salir del programa. También deberá ser capaz de poder ampliar las gráficas para poder apreciar las señales con más detalles.

Se ha dividido el problema en distintas partes para ayudar a afrontar la resolución del mismo.



## 5.1 Entorno del sistema

Antes de entrar en detalle en las partes principales de la programación, se identificará el entorno que envuelve a la *BeagleBone Black*.

La familia de tarjetas *BeagleBoard* ha venido recorriendo un largo camino, a lo largo de su desarrollo y evolución ha sido comercializada con distintas distribuciones de *Linux*.

En sus primeras versiones, Texas Instruments, fabricante del procesador, desarrollo una versión básica de *Linux* sobre la que hacer funcionar su *microprocesador*. Cuando comenzó el proyecto *BeagleBone Black* se ofrecía con una distribución basada en *Debian* y dirigida a sistemas empujados: *Ångström*<sup>1</sup>. Esta distribución, trabajaba en modo texto, aunque tenía capacidad de ejecutar aplicaciones en modo gráfico.

Con el tiempo se han ido desarrollando distintas versiones de distribuciones bien conocidas por la comunidad con soporte para procesadores *ARM*. *Ubuntu* y *Debian* son dos ejemplos de los más usados en estos días. En el caso de esta placa, se puede encontrar una versión de *Debian*<sup>2</sup> con un gestor de ventana ligero. Así, cuando se adquiere una placa hoy día, se puede tener un ordenador que funciona solo conectando la placa a una pantalla HDMI y un teclado y ratón.

Para trabajar, se ha optado por usar la última versión estable disponible. No se entrará en detallar el proceso que se ha seguido, pero se deja aquí la documentación oficial y las explicaciones para actualizar el sistema a la última versión: <https://beagleboard.org/getting-started>. Sobre ella, para este trabajo sólo se han añadido algunas librerías básicas para conseguir que el sistema funcione correctamente y se pueda ejecutar el programa diseñado.

## 5.2 División del problema

Se ha dividido el problema en tres partes: la adquisición de datos, la presentación de los datos y la interfaz que dota al usuario de los medios para operar el dispositivo.

### 5.2.1 Adquisición de datos

El convertidor analógico-digital de la *BeagleBone Black* se basa en el subsistema *Industrial I/O* de Intel. Permite comunicarse con el hardware del sistema de forma fácil y sencilla mediante la lectura y escritura de archivos, también llamados descriptores de sistemas. Está desarrollado con la intención de ofrecer soporte a dispositivos que hagan uso de convertidores analógico-digital o digital-analógico. Se puede encontrar entre ellos dispositivos como:

- Convertidores analógicos a digital (ADC)
- Acelerómetros
- Convertidores capacitivos a digital (CDC)
- Convertidores digitales a analógico (DAC)
- Giroscopos
- Unidad de medición inercial (IMU)
- ...

En la Figura 5.1 se muestra un diagrama de bloques que explica la comunicación interna que se realiza para manejar los convertidores.

No entra dentro de los objetivos de este trabajo explicar el funcionamiento ni el manejo de estos dispositivos, para ello se puede encontrar mucha documentación como:

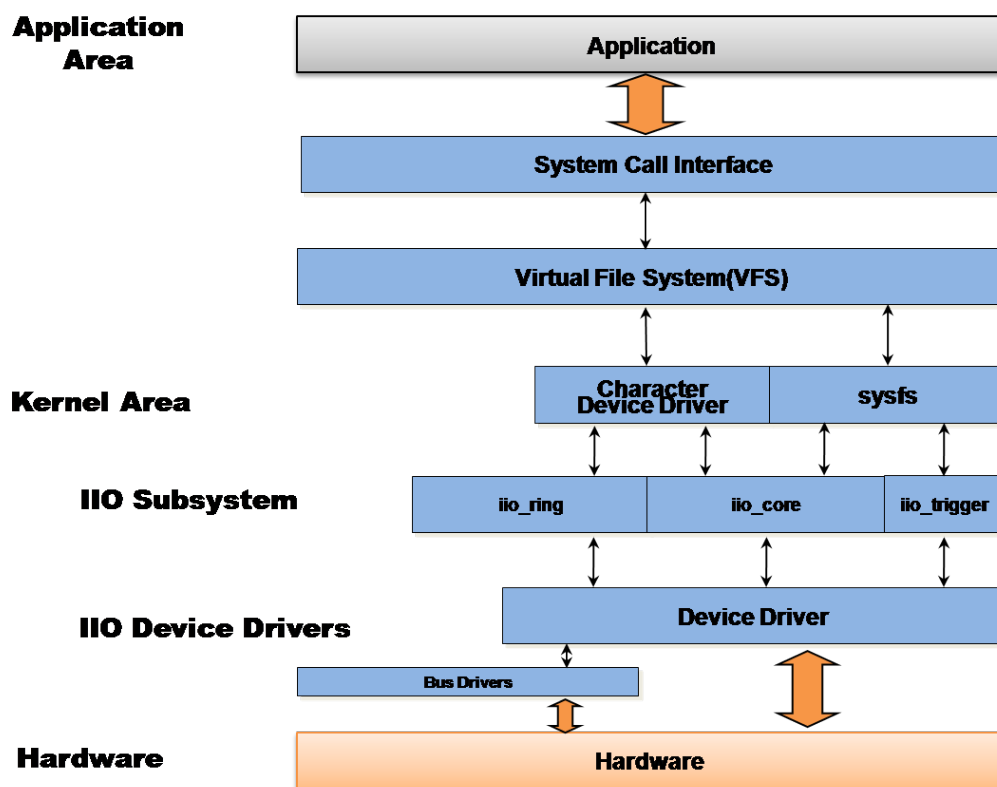
- <https://dbaluta.github.io/index.html>
- <https://wiki.analog.com/software/linux/docs/iio/iio>
- [http://processors.wiki.ti.com/index.php/AM335x\\_ADC\\_Driver%27s\\_Guide#](http://processors.wiki.ti.com/index.php/AM335x_ADC_Driver%27s_Guide#)

Este trabajo se limitará a hablar de los archivos que han de manejarse para hacer uso del convertidor.

<sup>1</sup> <http://www.angstrom-distribution.org>

<sup>2</sup> Más información en [https://elinux.org/Beagleboard:BeagleBoneBlack\\_Debian](https://elinux.org/Beagleboard:BeagleBoneBlack_Debian).





**Figura 5.1** Subsistema IIO: Jerarquía de comunicación entre los distintos niveles de abstracción del software. El uso de los ficheros virtuales permite la gestión del hardware de forma transparente y sin tener que preocuparse por los diferentes controladores o funciones del kernel. Imagen obtenida de <https://wiki.analog.com/software/linux/docs/iio/iio>.

El convertidor *ADC* tiene dos modos de funcionamiento: modo *One-shot*, dónde leyendo de un archivo se puede obtener una muestra de una de las entradas del convertidor; y el modo continuo, que irá almacenando las muestras en un archivo que se deberá ir leyendo como un flujo de datos.

Ya que se va a hacer un uso intenso del convertidor, el modo continuo es el más indicado ya que el modo *One-shot* tiene un coste de tiempo mayor que impediría leer suficientes muestras por segundo.

### Configuración del convertidor

Para la configuración del convertidor en modo continuo, se encontrarán dos directorios del sistema:

```
/sys/bus/iio/devices/iio\:device0/buffer/
```

y

```
/sys/bus/iio/devices/iio\:device0/scan_elements/
```

En el primero se encuentran dos archivos que interesarán: **length**, donde se puede indicar el número de muestras que leerá el convertidor por segundo, y **enable** donde se podrá indicar al convertidor que debe ponerse a funcionar o detenerse.

En el segundo, se encontrarán varios trinomios para cada canal del convertidor. Los archivos que componen cada uno de estos trinomios son: **in\_voltageX\_en**, **in\_voltageX\_index** y **in\_votageX\_type**, donde X irá el número del canal empezando por el 0. El primero de estos ficheros se usará para indicar al sistema si se desea que se lea o no en dicho canal, el segundo indicará en que posición estará colocado el dato en la salida, y el tercero devuelve el tipo de codificación en que son entregados los datos a la salida. Los dos últimos no pueden ser modificados por el usuario, siendo por tantos ficheros de sólo lectura.

### Lectura de datos

Una vez activado los canales que se quieren leer, configurado el tamaño del *buffer* y activada la lectura, se deberá usar otro fichero de sistema de Linux donde se encontrarán los datos capturados por el convertidor:

```
/dev/iio:device0
```

Este archivo funciona de un modo similar al clásico *stdin* que tan usado es en la iniciación a la programación en C. La información contenida se almacena en forma de *stream* y no existe un puntero para manejarse dentro del archivo, es decir, si se lee un byte, se leerá el primer byte del flujo que desaparecerá y no se podrá volver a leer, si se volviese a leer otro byte, se leería el segundo y lo mismo ocurriría. Los iniciados en la programación estarán familiarizados con el proceso.

Sin embargo, existe una pequeña dificultad en la adquisición de datos. El convertidor es de 12 bits y usa formato *Little Endian*<sup>3</sup>.

**Tabla 5.1** Representación de una muestra de 12 bits en dos octetos.

x	x	x	x	$b_{11}$	$b_{10}$	$b_9$	$b_8$	$b_7$	$b_6$	$b_5$	$b_4$	$b_3$	$b_2$	$b_1$	$b_0$
15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0

En la tabla Tabla 5.1 se ha representado una muestra de 12 bits frente a dos bytes. Las muestras que se leerán, vendrán codificadas de esta manera y en formato *Little Endian*, por tanto, si se lee carácter a carácter, primero se leerán los bits del siete al cero y después los restantes empezando por cuatro ceros. Deben, por tanto, reordenarse los bytes para leer las muestras.

### 5.2.2 Representación de los datos

Para la presentación de los datos recogidos se ha hecho uso de un *widget* desarrollado para Qt por Emanuel Eichhammer llamado QCustomPlot.

QCustomPlot es una herramienta muy potente que ayuda a crear gráficos de forma simple, sólo se necesitan crear unos pocos objetos y darle las muestras para obtener un gráfico con un aspecto sorprendente. Puede personalizarse muchos parámetros, como pueden ser el color del trazo, el color de fondo, tipo de grafos e incluso ofrece la opción de hacer zoom con la rueda del ratón. También escapa de los objetivos de este trabajo hacer un manual sobre el tema. Sin embargo, el desarrollador ha hecho un magnífico trabajo de documentación y desde la página web del proyecto se puede acceder a toda la documentación con explicaciones, definiciones y ejemplos, es por eso que se aconseja su lectura en <https://www.qcustomplot.com/>.

Se han creado cinco widgets en la ventana principal del programa para representar cada una de las señales que irán alineadas en el tiempo. Como ya se ha comentado, para tener una mejor visualización de los datos que capturados, se ha usado una ventana deslizante sobre las gráficas para visualizar solamente un número determinado de muestras. Gracias al ratón, es posible navegar, después de finalizar la prueba, por las gráficas, pueden moverse o ampliarse la escala de las mismas.

### 5.2.3 Interfaz

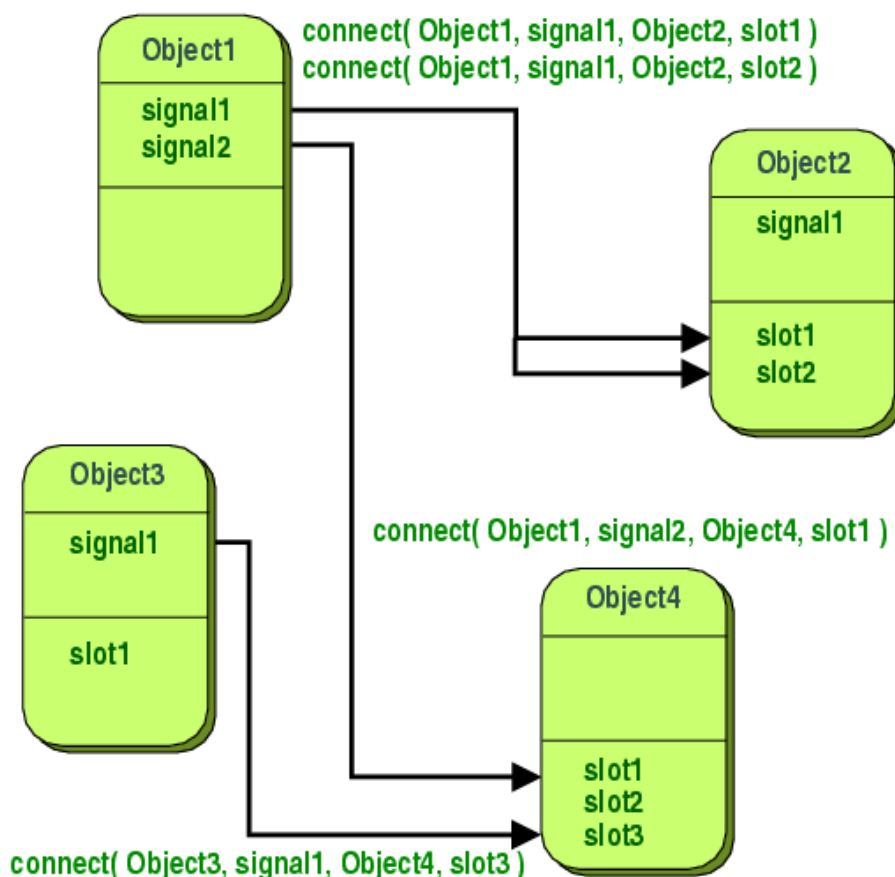
Qt brinda una manera muy sencilla de poder interoperar con el programa y el dispositivo. Mediante unos botones, se puede iniciar, detener, guardar en fichero, reiniciar o salir del sistema. Así pues, bastará con un ratón o una pantalla táctil para manejar por el programa y controlar el sistema, lo que facilita mucho el uso para usuarios no avanzados en las tecnologías de las computadoras.

Para entender un poco el sistema, se pasará ligeramente sobre el concepto de *Signals & Slots* de Qt.

Lo que permite con facilidad este sistema es que, ante un evento en un objeto se pueda activar o pasar información a una rutina de otro objeto diferente. Así, por ejemplo, al pulsar el botón de cerrar, se podrá indicar a la rutina principal del sistema que cierre los archivos que se encuentran abiertos y proceda a la finalización del programa.

También se puede usar para conectar varios hilos diferentes y conseguir que ante la captura de una cantidad de muestras por parte de un hilo dedicado en exclusiva a leer muestras, se haga saber al hilo principal que debe representar los datos en las gráficas. Para profundizar en el tema se recomienda acceder a la documentación de Qt: <https://doc.qt.io/qt-5/signalsandslots.html>.

<sup>3</sup> Para saber más: <https://es.wikipedia.org/wiki/Endianness>



**Figura 5.2** Diagrama de conexión entre objetos. El sistema de Signals and Slots permite a un objeto enviar datos y señales a otros objetos para que estos últimos puedan procesar esas señales o datos. Imagen obtenida de: <https://doc.qt.io/qt-5/signalsandslots.html>.

### 5.3 Flujo del programa

Para explicar de forma sencilla el flujo del programa, en la Figura 5.3 se representa el diagrama de flujo del programa.

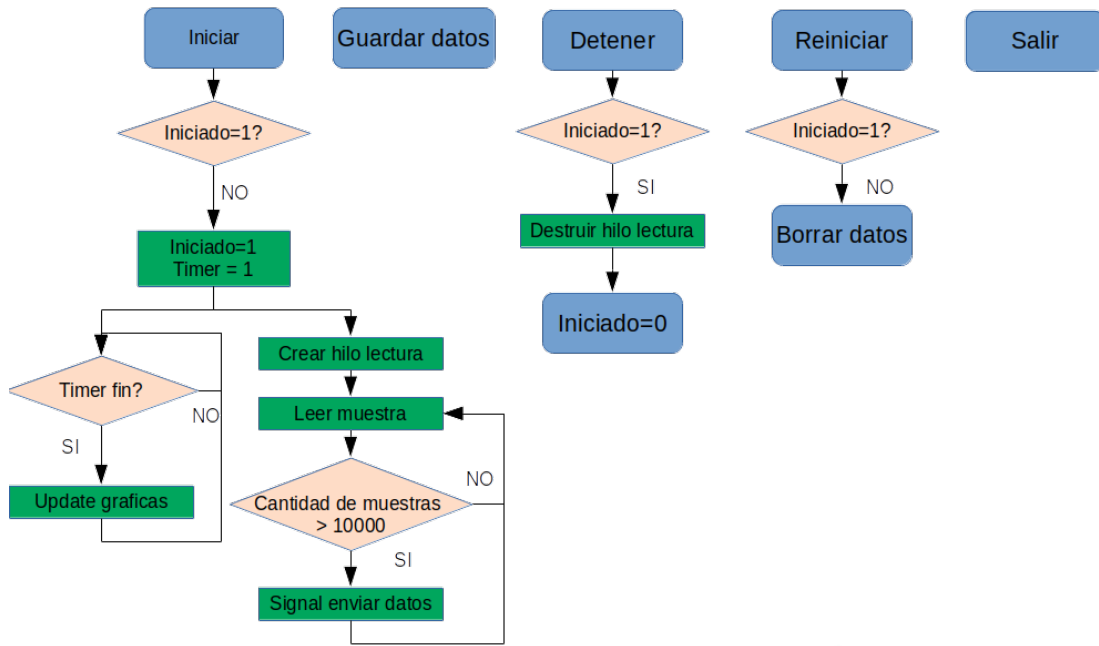
Arriba pueden verse los cinco botones que tiene el programa. No se ha hecho mucho hincapié en los botones de *Salir* y *Guardar datos* por la obviedad de su funcionalidad.

Al pulsar sobre *Iniciar*, primero entraremos en un condicional que evaluará si ya está iniciado el proceso y si no es el caso, se dará comienzo a la prueba. Para ello se activará un timer que se encargará de actualizar las gráficas unas pocas veces por segundo, debido a que el procesador no es demasiado potente, no se puede actualizar tantas veces como se pudiera desear. Se creará también otro hilo que se encargará de configurar los archivos del sistema necesarios para la lectura, así como la lectura y codificación correcta de los datos. Para minimizar transferencia de datos y conseguir un mayor rendimiento, se enviarán los datos en paquetes con bastantes muestras, se hará como se indicó anteriormente mediante el uso de *Signals & Slots*, que activará una rutina dentro del hilo principal, el cual se encuentra ocioso a la espera del timer para actualizar las gráficas, que se encargará de almacenar varios vectores con las muestras y la referencia de tiempo. El hilo seguirá en un bucle infinito hasta que una señal le haga finalizar el bucle.

Al pulsar sobre *Detener*, se comprobará que el proceso de lectura está iniciado, y si es el caso, se mandará una señal al hilo de lectura para que rompa su bucle infinito. Se configurará el convertidor para que deje de capturar muestras y destruya el hilo. Para terminar, se volverá al estado no iniciado y se apagará el timer.

Con el botón de *Reiniciar*, se vigilará que no se haga mientras el procedimiento está en marcha para evitar falsas lecturas o pulsaciones accidentales. Por eso, la función solamente estará disponible cuando el proceso esté detenido.

El botón para guardar los datos genera un fichero plano con la información recogida durante la prueba, se entrega una lista ordenada temporalmente, para cada muestra de tiempo se entrega el valor recogido en cada



**Figura 5.3** Diagrama de flujo del programa. Al iniciar la prueba, el sistema cambia de estado, activa un timer encargado del refresco de las gráficas y crea un hilo destinado a la lectura de datos del convertidor en un bucle sin fin. Al detener la prueba, se destruye el hilo destinado al muestreo, se desactiva el timer y se vuelve al estado de reposo.

canal.

## 5.4 Arquitectura

La arquitectura del programa se basa en el problema del Productor-Consumidor. Al ejecutarse, el programa queda a la espera de que el usuario interactúe. Una vez pulsado el botón de iniciar, se crea un objeto `samplingThread` y se ejecuta su rutina principal en un nuevo hilo. Al mismo tiempo, se lanza un `timer` que ejecutará una rutina dentro del hilo principal para refrescar la gráfica periódicamente. La rutina de `samplingThread` se encarga de recoger los datos muestreados, cuando acumula una cantidad determinada de muestras las envía mediante un `Signal` al hilo principal, perteneciente a la clase `MainWindow`. Éste último recibe el paquete de muestras e incorpora los valores en las gráficas.

Cuando se detiene la prueba, la rutina principal envía al productor una señal para que cese su actividad y cuando termina se destruye el objeto `samplingThread`.

Como se ve, estamos ante el clásico problema del Productor-Consumidor, donde `samplingThread` hace de productor y `MainWindow` es el consumidor.

# MainWindow

## Descripción:

La clase **MainWindow** hereda de la clase **QMainWindow**, es la clase base para la construcción de aplicaciones con ventanas.

## Funciones públicas:

explicit      MainWindow(QWidget \*parent = nullptr);      Constructor

## Slots:

void	on_btnRun();	Rutina para botón "Run"
void	on_btnExit();	Rutina para botón "Exit"
void	on_btnStop();	Rutina para botón "Stop"
void	on_btnMark();	Rutina para botón "Mark"
void	on_btnSave();	Rutina para botón "Save"
void	plotGraph();	Rutina para actualización de Gráficas
void	addData(dataADC d);	Rutina para añadir datos a las gráficas
void	error(const QString &err);	Error

# dataADC

## Descripción:

La clase **dataADC** es un conjunto de vectores para almacenar las muestras leídas

## Constructor:

dataADC();

## Variables públicas:

```

QVector<double>  t;
QVector<double>  a0;
QVector<double>  a1;
QVector<double>  a2;
QVector<double>  a3;
QVector<double>  a4;
```

## samplingThread

### Descripción:

La clase **samplingThread** hereda de la clase **QObject**, esta clase se encarga de configurar los ficheros del convertidor ADC, recoger las muestras y enviarlas a la rutina principal con objetos del tipo **dataADC**.

### Funciones públicas:

explicit	samplingThread(QObject *parent = nullptr);	Constructor
	~samplingThread();	Destructor

### Señales:

void	finished();	Señal para indicar fin
void	addData(dataADC d);	Señal enviar datos
void	plotGraph();	Señal para refrescar gráficas
void	error(const QString &err);	Envía el tipo de error producido

### Slots:

void	process();	Rutina principal de muestreo
------	------------	------------------------------

## 6 Conclusiones

---

*El asunto es el problema; la forma, la solución.*

CHRISTIAN FRIEDRICH HEBBEL

A lo largo de estas páginas, se ha visto el camino seguido para diseñar un dispositivo capaz de interpretar señales biométricas y representarlas gráficamente a través de una pantalla. Sin duda, es sencillo describir en unas palabras, pero es largo y complejo el recorrido que se realiza para alcanzarlas.

### 6.1 Conclusiones

Se ha demostrado que es posible fabricar un dispositivo capaz de realizar una manometría anorrectal y electromiografía por un valor de unos 100€. Si bien no se pretende competir en prestaciones con los equipos que se usan en la práctica clínica a día de hoy, sí que ofrece unas prestaciones similares que permiten su uso y con un tamaño bastante menor. En la Figura 6.1 se muestra una fotografía del dispositivo tomada durante las pruebas de testeo.

Si bien el dispositivo cumple con los requisitos que se propusieron, hay algunos detalles en los que el dispositivo no se ha ajustado a lo deseado. El convertidor de la *BeagleBone Black* es capaz de muestrear a una frecuencia adecuada para las necesidades de las pruebas a realizar, pero tiene una latencia de aproximadamente un segundo entre el momento del muestreo y el momento en que se lee el valor a la salida del *buffer* del sistema.

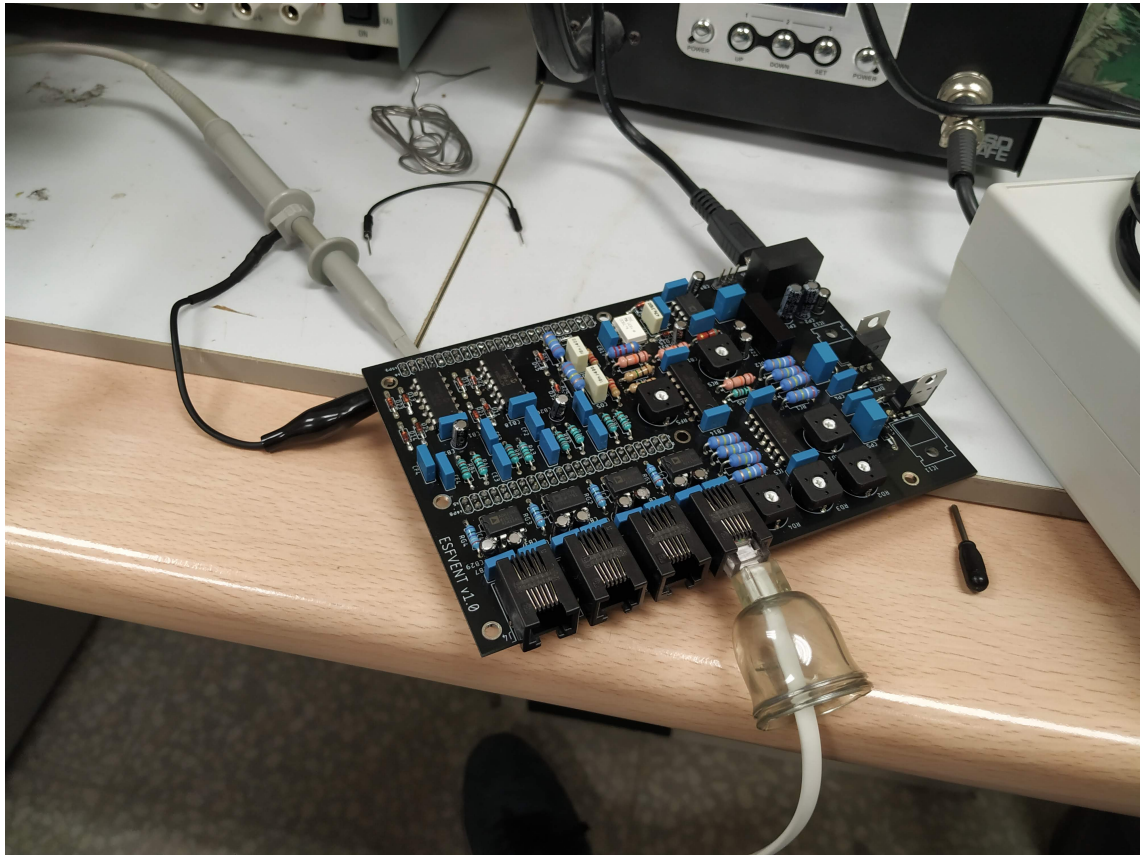
Se ha conseguido que el sistema funcione enchufado a un cargador genérico de teléfono móvil de 2A que a día de hoy se puede encontrar en cualquier hogar. Hay que recordar que la BBB consume gran parte de la corriente del sistema y que además necesita potencia para alimentar los dispositivos USB de entrada y salida. Se concluye este párrafo diciendo que, se ha logrado que el dispositivo funcione con un consumo inferior a 10W.

Para terminar esta sección, se debe comentar también que, si bien el dispositivo ha sido diseñado para el estudio de los esfínteres anales, también es apto para realizar manometrías esofágicas o de cualquier otra parte del tracto digestivo.

#### 6.1.1 Líneas futuras

Como se acaba de mencionar, aunque los resultados sean satisfactorios, siempre se puede hacer más, sin embargo, el tiempo y los presupuestos de trabajo a veces no permiten abarcar todo lo que se desea. Por eso a continuación se deja constancia de posibilidades de mejora para el prototipo.

- **Automatización de inflado y desinflado del balón.** Como se ha comentado, la sencillez debe ser una línea por la que trabajar, así que para facilitar la realización de la manometría, se podría incorporar una bomba de aire que se encargue de llenar y vaciar el balón del catéter. Ésta podría controlarse mediante señales PWM (modulación por ancho de pulso), tecnología que ya incorpora el microprocesador.
- **Bomba de perfusión.** Para quitar la bolsa que alimenta al catéter, reducir el espacio necesario y conseguir un dispositivo portable, podría añadirse una bomba de agua conectada a un depósito que



**Figura 6.1** Fotografía tomada durante el testeo de la placa.

proporcione un flujo constante con una presión adecuada a las válvulas de los transductores de presión. La activación de esta bomba también podría realizarse a través del microprocesador del sistema mediante cualquier salida digital del mismo.

- **Pantalla táctil y batería.** Añadiendo una pantalla táctil compatible con la placa, se podría dar la capacidad de controlar el sistema sin necesidad de periféricos añadidos. Junto con la batería, ofrecería la posibilidad de realizar las pruebas en cualquier lugar de forma autónoma. La incorporación no es algo complicado, pues ya existen soluciones compatibles con el microprocesador usado que requerirían de pocas modificaciones para funcionar.
- **Convertidores analógico-digitales dedicados.** Aunque se ha conseguido que funcione el sistema, lo cierto es que existen limitaciones en la conversión analógica-digital de la *BeagleBone Black*. Si quisiésemos añadir más canales, no se podría ser capaz de muestrear a una velocidad superior a 1500 Hz por canal, además del retraso de un segundo provocado en el sistema por el muestreo del ADC. Puede ser por ello interesante añadir uno o varios convertidores en la placa y transmitir por los buses Serie o  $I^2C$  la salida hacia el microprocesador.
- **Microprocesador.** Debido a lo ajustado de las prestaciones del sistema, puede ser también interesante el uso de una placa con un microprocesador más potente que permita hacer un uso más intenso del sistema, aumentando así la tasa de refresco de las gráficas y añadiendo más funcionalidades.
- **Ajuste automático de presión de referencia.** Siguiendo en la línea de facilitar el uso del dispositivo, se podría hacer los cambios necesarios para que el software gestione al inicio de la prueba los valores de presión de referencia y actúe sobre los amplificadores. Así pues, el dispositivo se calibraría automáticamente antes de la prueba y evitando la calibración manual.

Éstas son sólo algunas de las mejoras que podrían aplicarse a este dispositivo. Por supuesto existen infinidad de posibilidades que se pueden aplicar.





**Figura 6.2** Captura de pantalla durante las pruebas de testeo: se aprecia en el primer canal los cambios de presión en el sensor. En la zona inferior los cinco botones principales del programa.



# Apéndice A

## Lista de materiales

---

Lista de materiales o Bill of Materials(BOM) en inglés. Se deja en las siguientes páginas de este apéndice la lista completa de todos los materiales necesarios para la fabricación de la placa.

Tabla A.1 Lista de componentes (I).

Nombre	Valor	Descripción
CB1	$0.1\mu F$	Capacidad de bypass
CB2	$0.1\mu F$	Capacidad de bypass
CB3	$0.1\mu F$	Capacidad de bypass
CB4	$0.1\mu F$	Capacidad de bypass
CB5	$0.1\mu F$	Capacidad de bypass
CB6	$0.1\mu F$	Capacidad de bypass
CB7	$0.1\mu F$	Capacidad de bypass
CB8	$0.1\mu F$	Capacidad de bypass
CB9	$0.1\mu F$	Capacidad de bypass
CB10	$0.1\mu F$	Capacidad de bypass
CB11	$0.1\mu F$	Capacidad de bypass
CB12	$0.1\mu F$	Capacidad de bypass
CB13	$0.1\mu F$	Capacidad de bypass
CB14	$0.1\mu F$	Capacidad de bypass
CB15	$0.1\mu F$	Capacidad de bypass
CB16	$0.1\mu F$	Capacidad de bypass
CB17	$0.1\mu F$	Capacidad de bypass
CB18	$0.1\mu F$	Capacidad de bypass
CB19	$10\mu F$	Capacidad de bypass
CB21	$10\mu F$	Capacidad de bypass
CB22	$10\mu F$	Capacidad de bypass
CB23	$10\mu F$	Capacidad de bypass
CB24	$10\mu F$	Capacidad de bypass
CB25	$10\mu F$	Capacidad de bypass
CB26	$10\mu F$	Capacidad de bypass
CB27	$10\mu F$	Capacidad de bypass
CB28	$10\mu F$	Capacidad de bypass
CB29	$10\mu F$	Capacidad de bypass
CB30	$10\mu F$	Capacidad de bypass
CB31	$10\mu F$	Capacidad de bypass
CB32	$10\mu F$	Capacidad de bypass
CB33	$10\mu F$	Capacidad de bypass
CB34	$10\mu F$	Capacidad de bypass
CE1	$0.1\mu F$	Capacidad del filtro Ch1
CE2	$0.1\mu F$	Capacidad del filtro Ch2
CE3	$0.1\mu F$	Capacidad del filtro Ch3
CE4	$0.1\mu F$	Capacidad del filtro Ch4
CF1	$0.1\mu F$	Capacidad del filtro Ch1
CF2	$0.1\mu F$	Capacidad del filtro Ch2
CF3	$0.1\mu F$	Capacidad del filtro Ch3
CF4	$0.1\mu F$	Capacidad del filtro Ch4
CK5	$1\mu F$	Capacidad HPF EMG
CL5	$47nF$	Capacidad LPF amplificador de aislamiento
CO5	$0.01\mu F$	Capacidad del filtro Ch5
CP1	$0.33\mu F$	Capacidad de etapa de alimentación
CP2	$2.2\mu F$	Capacidad de etapa de alimentación
CP3	$0.1\mu F$	Capacidad de etapa de alimentación
CP4	$0.1\mu F$	Capacidad de etapa de alimentación
CP5	$1\mu F$	Capacidad de etapa de alimentación
CP6	$0.01\mu F$	Capacidad de etapa de alimentación
CQ5	$0.01\mu F$	Capacidad del filtro Ch5
D11	1N4148	Diodo de protección Ch1
D12	1N4148	Diodo de protección Ch2
D13	1N4148	Diodo de protección Ch3

Tabla A.2 Lista de componentes (II).

Nombre	Valor	Descripción
D14	1N4148	Diodo de protección Ch4
D15	1N4148	Diodo de protección Ch5
D21	1N4148	Diodo de protección Ch1
D22	1N4148	Diodo de protección Ch2
D23	1N4148	Diodo de protección Ch3
D24	1N4148	Diodo de protección Ch4
D25	1N4148	Diodo de protección Ch5
D35	1N4148	Diodo de protección Ch5
D45	1N4148	Diodo de protección Ch5
DC1	MEJ2D0509SC	Convertidor DC-DC 5 – $\pm 9V$
DC2	ITA0505S	Convertidor DC-DC 5 – $\pm 5V$
DP1	1N4004	Diodo rectificador alimentación
DP2	1N4004	Diodo rectificador alimentación
DP3	1N4004	Diodo rectificador alimentación
DP4	1N4004	Diodo rectificador alimentación
IC1	AD622	Amplificador de instrumentación Ch1
IC2	AD622	Amplificador de instrumentación Ch2
IC3	AD622	Amplificador de instrumentación Ch3
IC4	AD622	Amplificador de instrumentación Ch4
IC5	LM2902N	Amplificadores operacionales control continua
IC6	MCP6004	Amplificadores operacionales filtros anti-aliasing
IC7	AD622	Amplificador de instrumentación Ch5(EMG)
IC8	LM2902N	Amplificadores operacionales EMG
IC9	ACPL-7900	Amplificador de aislamiento EMG
IC10	MCP6004	Amplificadores operacionales filtro EMG
IC11	7805	Regulador lineal de tensión positiva
IC12	7905	Regulador lineal de tensión negativa
J1	RJ14	Conector RJ14 para sensor transpac IV Ch1
J2	RJ14	Conector RJ14 para sensor transpac IV Ch2
J3	RJ14	Conector RJ14 para sensor transpac IV Ch3
J4	RJ14	Conector RJ14 para sensor transpac IV Ch4
J5	3x1 PH	Conector electrodos EMG
J6	105017-0001	Conector microusb hembra tipo B Molex
P8	23x2	Conector P8 BeagleBone
P9	23x2	Conector P9 BeagleBone
RA1	8.2K $\Omega$	Resistencia filtro Ch1
RA2	8.2K $\Omega$	Resistencia filtro Ch2
RA3	8.2K $\Omega$	Resistencia filtro Ch3
RA4	8.2K $\Omega$	Resistencia filtro Ch4
RA5	31.8K $\Omega$	Resistencia HPF EMG
RB1	8.2K $\Omega$	Resistencia filtro Ch1
RB2	8.2K $\Omega$	Resistencia filtro Ch2
RB3	8.2K $\Omega$	Resistencia filtro Ch3
RB4	8.2K $\Omega$	Resistencia filtro Ch4
RB5	10K $\Omega$	Resistencia etapa ganancia EMG
RC1	390K $\Omega$	Resistencia ajuste continua Ch1
RC2	390K $\Omega$	Resistencia ajuste continua Ch2
RC3	390K $\Omega$	Resistencia ajuste continua Ch3
RC4	390K $\Omega$	Resistencia ajuste continua Ch4
RC5	220K $\Omega$	Potenciómetro ganancia EMG
RD1	220K $\Omega$	Potenciómetro ajuste continua Ch1
RD2	220K $\Omega$	Potenciómetro ajuste continua Ch2
RD3	220K $\Omega$	Potenciómetro ajuste continua Ch3
RD4	220K $\Omega$	Potenciómetro ajuste continua Ch4

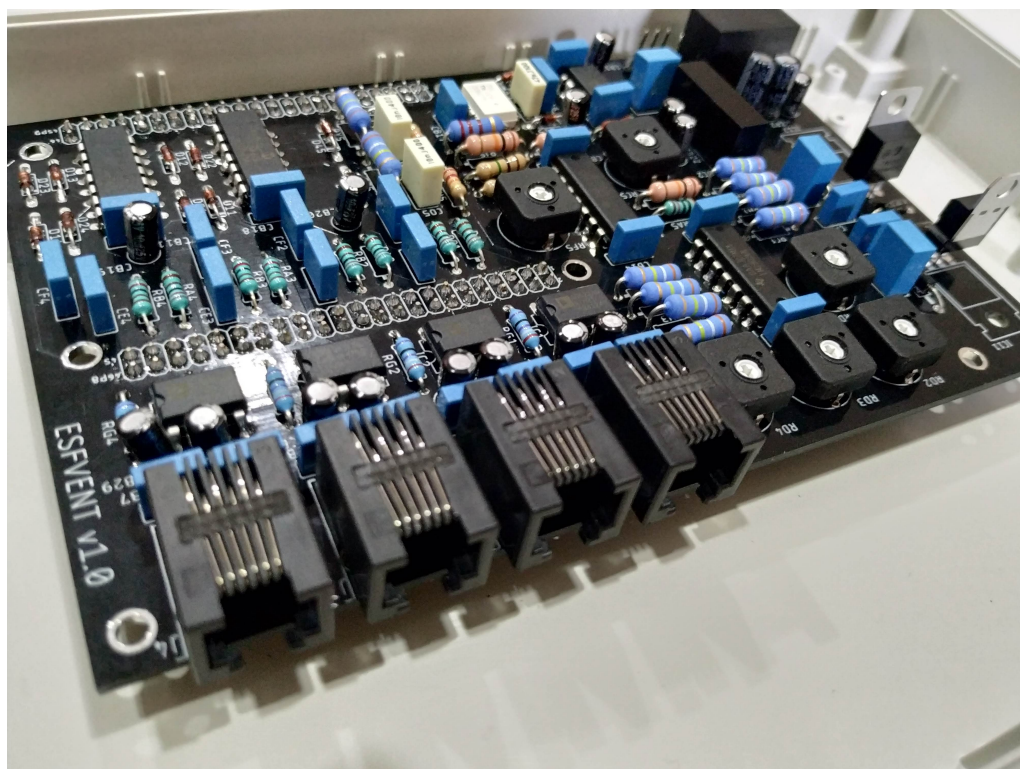
**Tabla A.3** Lista de componentes (III).

Nombre	Valor	Descripción
RD5	10K $\Omega$	Resistencia ajuste continua EMG
RE5	1M $\Omega$	Resistencia ajuste continua EMG
RF5	220K $\Omega$	Potenciómetro ajuste continua EMG
RG1	287 $\Omega$	Resistencia ajuste ganancia AD622 Ch1
RG2	287 $\Omega$	Resistencia ajuste ganancia AD622 Ch2
RG3	287 $\Omega$	Resistencia ajuste ganancia AD622 Ch3
RG4	287 $\Omega$	Resistencia ajuste ganancia AD622 Ch4
RG_EMG	51.1 $\Omega$	Resistencia ajuste ganancia AD622 EMG
RH1	390K $\Omega$	Resistencia ajuste continua Ch1
RH2	390K $\Omega$	Resistencia ajuste continua Ch2
RH3	390K $\Omega$	Resistencia ajuste continua Ch3
RH4	390K $\Omega$	Resistencia ajuste continua Ch4
RH5	1M $\Omega$	Resistencia ajuste continua EMG
RI5	10K $\Omega$	Resistencia ajuste continua EMG
RJ5	2.2K $\Omega$	Resistencia LPF amplificador de aislamiento
RM5	22K $\Omega$	Resistencia filtro Ch5
RN5	22K $\Omega$	Resistencia filtro Ch5
RY5	390K $\Omega$	Resistencia amplificadores sin uso
RZ5	390K $\Omega$	Resistencia amplificadores sin uso
R_GND	0	Unión de tierra común y tierra ADC





**Figura B.2** Fotografía de la placa montada 1.



**Figura B.3** Fotografía de la placa montada 2.



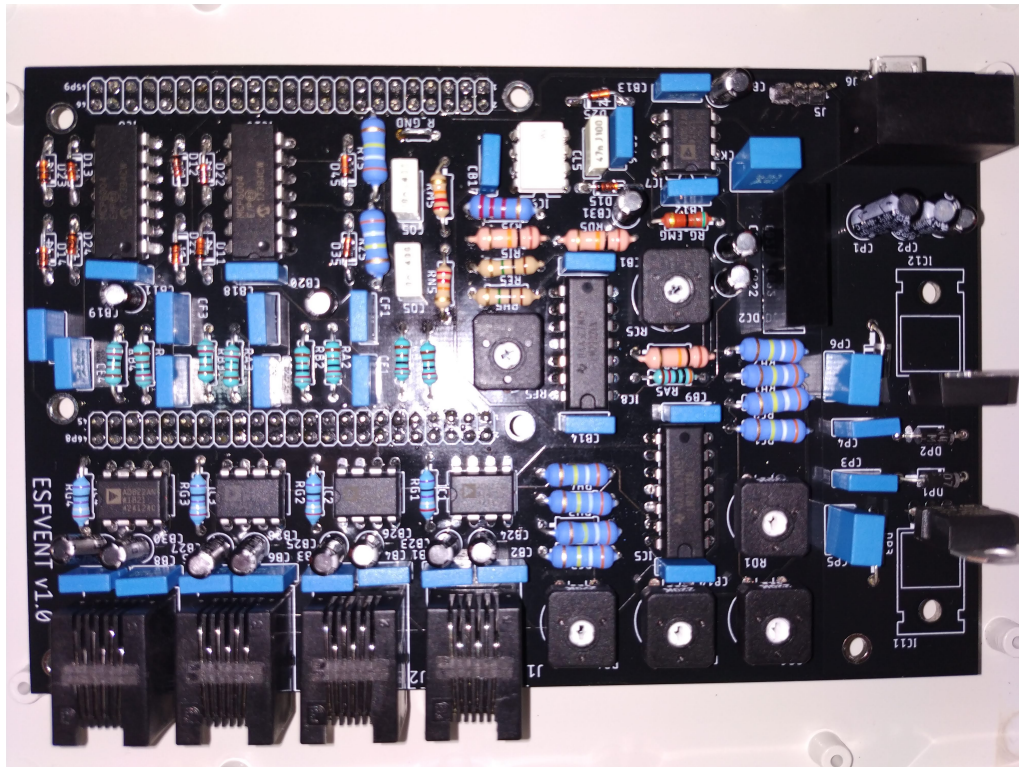


Figura B.4 Vista superior de la placa montada 3.

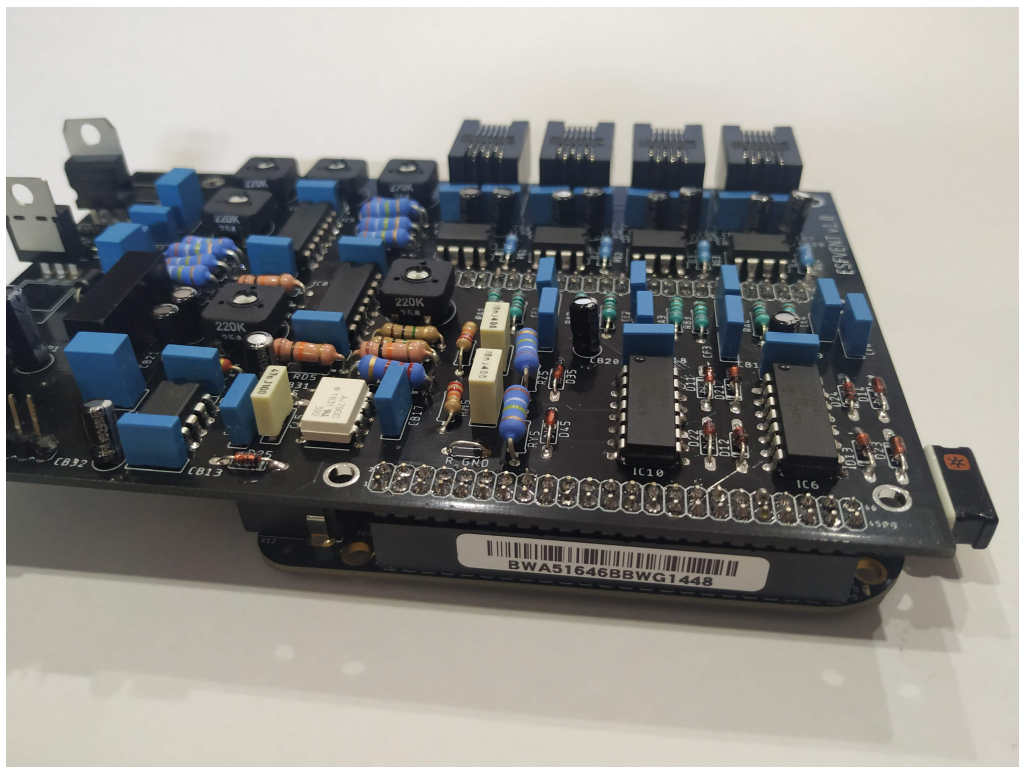
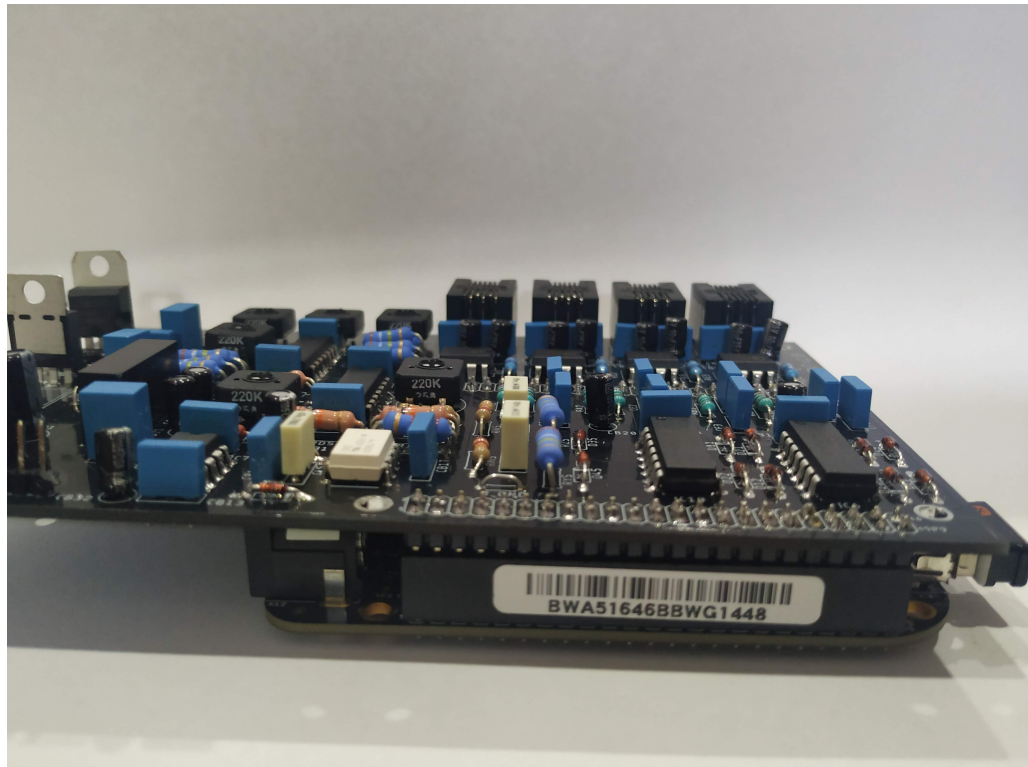
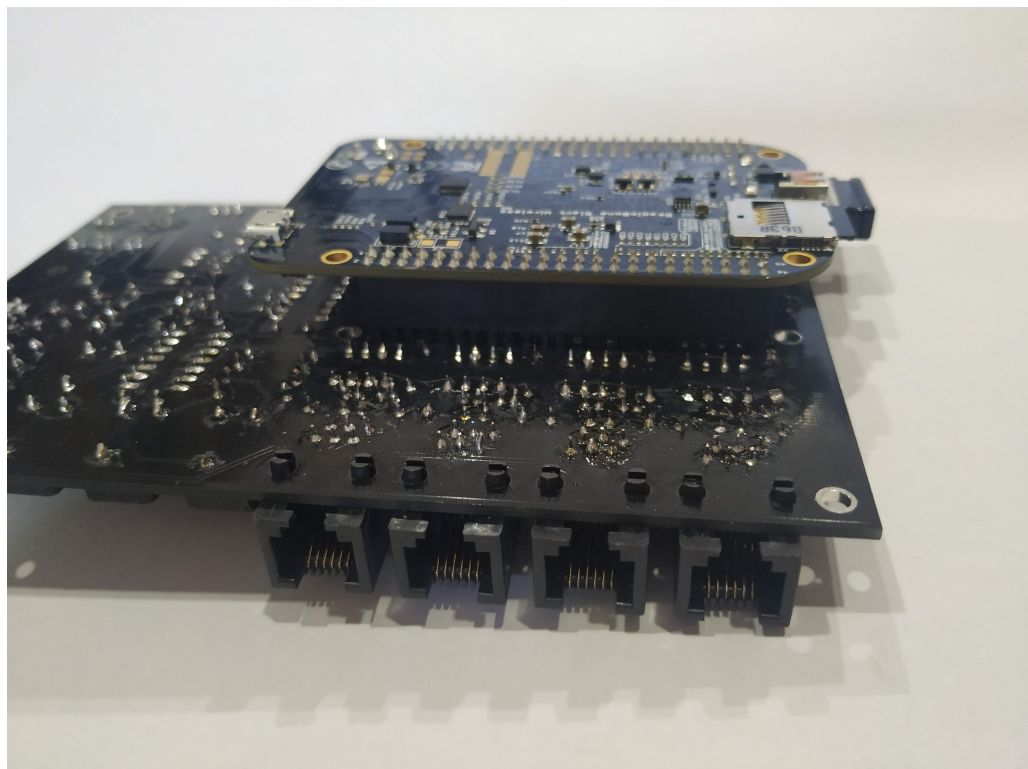


Figura B.5 Fotografía de la placa montada sobre BeagleBone Black 1.

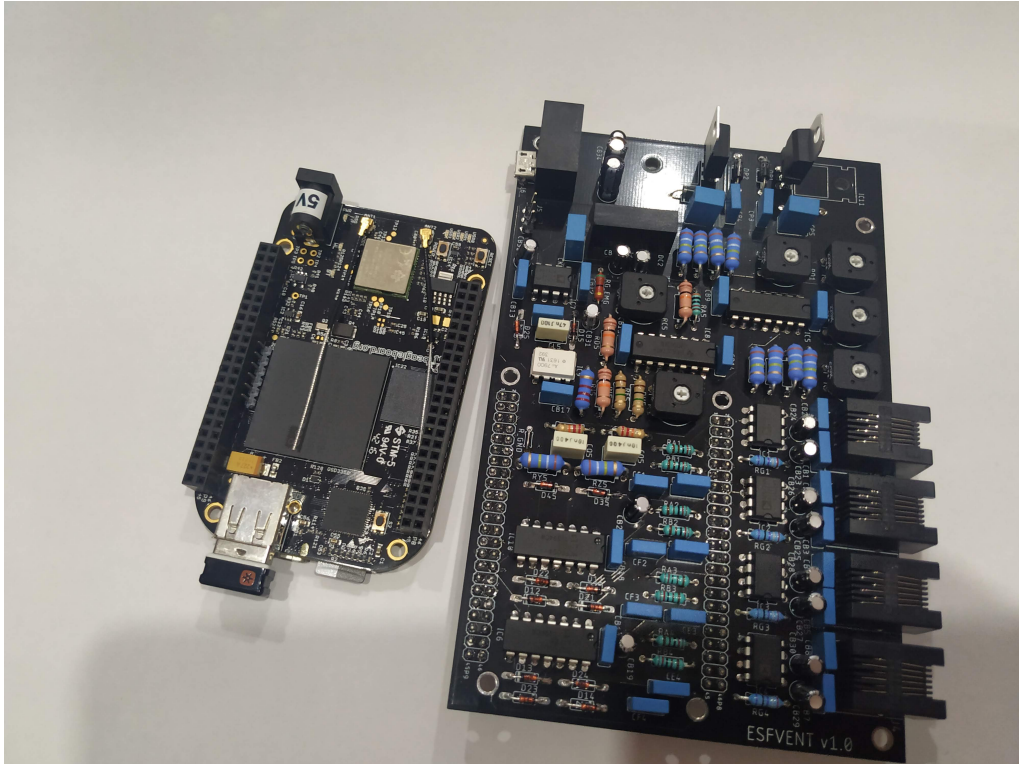


**Figura B.6** Fotografía de la placa montada sobre BeagleBone Black 2.

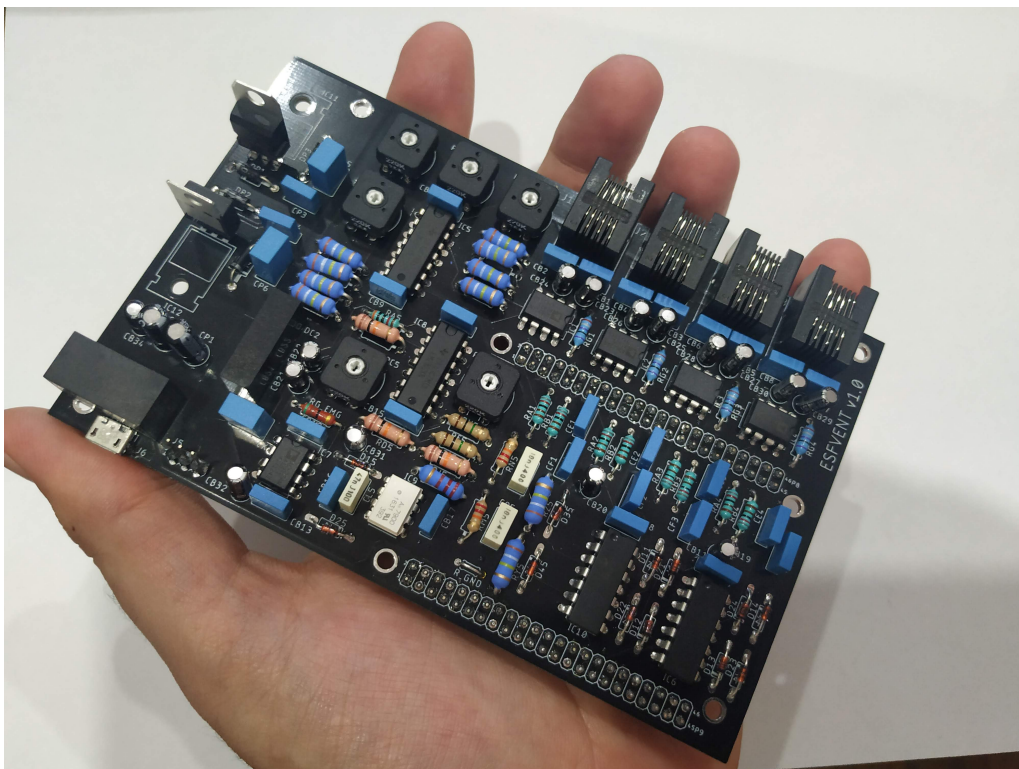


**Figura B.7** Fotografía inferior de la placa montada sobre BeagleBone Black.





**Figura B.8** Fotografía comparativa de la BeagleBone Black y la placa diseñada.



**Figura B.9** Fotografía de la placa mostrando el tamaño comparado con una mano.



## Apéndice C

# Artículo EMBC 2019

---

Este trabajo ha servido también para la publicación de un *paper* para el 41º congreso de la **Engineering in Medicine & Biology Society (EMBS)**<sup>1</sup>, perteneciente al **IEEE**, que tendrá lugar en Julio de 2019 en Berlín.[5]

---

<sup>1</sup> Más información: <https://www.embs.org/about-embs/>

# Low-cost system for experimental manometry

Ivan Diez-de-los-Rios, Alejandro Barriga-Rivera, *Member IEEE*, Mar Elena

**Abstract**— This work describes the design of an inexpensive medical device conceived to perform manometric inspections of the gastrointestinal tract. The instrument described here has four channels for pressure recordings and one channel to obtain the electrical activity of the target tissue.

## I. INTRODUCTION

Manometric inspections of the gastrointestinal tract are commonly used to diagnose a variety of intestinal motility problems [1, 2], and can reveal relevant insights on its physiological performance [3]. The study of the mechanical activity of the gut is also used in the laboratory to investigate the neurophysiological mechanisms underpinning correct management of the luminal content. Based on an early work [4], this study reports a custom low-cost device able to record the mechanical and the electrical activity of the anal sphincter simultaneously.

## II. THE DESIGN

Overall, the system consists of four major subsystems: (1) the manometric subsystem includes four channels to record luminal pressure, (2) the electromyography unit allows for obtaining the electrical signals of the surrounding muscles, (3) a software subsystem resides on a (4) microprocessing unit, and together, control the device. Using the so-called BeagleBone Black microcomputer, as shown in Fig. 1, the device allows for monitoring intestinal pressure and electrical signals of the smooth muscles simultaneously.

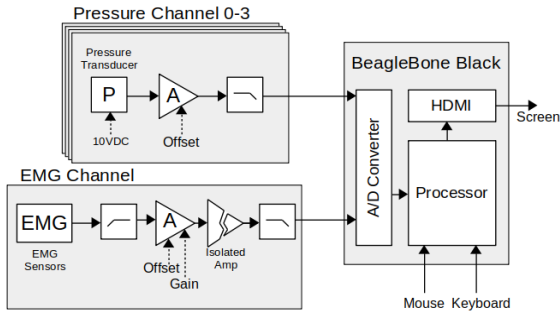


Figure 1: 4 pressure channels (0-3) and one EMG channel controlled using a BeagleBone Black microcomputer.

### A. Manometric subsystem

The manometric subsystem contains four identical blocks designed to record pressures comprised between 0 and 200

mmHg. Signals obtained using Transpac® IV pressure transducers (Abbott, Illinois, USA) were amplified using an instrumentation amplifier AD622 (Analog Devices, Massachusetts, USA). A variable offset was used to set the zero pressure level during the course of an intraluminal inspection. To avoid aliasing, a 2nd-order Sallen-Key low-pass filter with cut-off frequency set to 200 Hz was used.

### B. EMG subsystem

A pair of bipolar electrodes were interfaced to an instrumentation amplifier AD622 (Analog Devices, Massachusetts, USA). Similarly, signals were band-passed between 5 and 750 Hz using an RC high-pass filter and a 2nd-order Sallen-Key low-pass filter. An isolated DC-DC converter was used to provide power to the circuitry. An isolation amplifier ACPL 7900 (Avago Technologies, California, USA) was included to electrically isolated ground connections. The overall gain of this subsystem was 80dB.

### C. Microprocessing unit and software subsystem.

A computer program was developed in C++ using Qt under Linux (Debian Stretch). The application uses several threads for data acquisition and representation, thus allowing for displaying the said five signals simultaneously. The sampling rate was 1.5 kHz for each of the channels. Fig. 2 shows an example of a pressure signal, comprised between 0 and 200 mmHg, generated in the laboratory.



Figure 2: One-channel pressure output under laboratory test

## III. DISCUSSION AND CONCLUSIONS

This low-cost device and its application will allow to study the anorectal manometric for intestinal motility problems.

## REFERENCES

- [1] V. Loening-Baucke, K. C. Pringle, and E. E. Ekwo, "Anorectal manometry for the exclusion of Hirschsprung's disease in neonates," *Journal of pediatric gastroenterology and nutrition*, vol. 4, pp. 596-603, 1985.
- [2] R. Turco and A. Staiano, "Esophageal manometry," in *Pediatric Neurogastroenterology*, ed: Springer, 2017, pp. 83-92.
- [3] M. Lopez-Alonso, J. Ribas, and A. Barriga-Rivera, "Manometric recordings bring out post-stimulus refractory states in the anal canal in neonates," in *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2018, pp. 4889-4892.
- [4] A. Barriga-Rivera, J. L. Vinuesa, and M. Lopez-Alonso, "Anorectal Manometry in Wistar Rats with Inexpensive Setup: A Physiological Description of the Mechanical Activity," *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 35, pp. 242-248, 2015.

I. Diez-de-los-Rios and M. Elena are with Department of Electronic Engineering of the University of Sevilla, Seville, Spain. A. Barriga-Rivera, is with the Division of Neuroscience, University Pablo de Olavide, Seville, Spain. A. Barriga-Rivera is also with the Faculty of Engineering and Information Technology, The University of Sydney, Sydney, Australia.

E-mail for correspondence: marelén@us.es

# Índice de Figuras

---

1.1	De izquierda a derecha: mcompass, Solar GI HRAM y ManoScan	2
1.2	Manometría anorrectal. <a href="https://funcionales.es/exploraciones-y-pruebas/manometria-anorrectal">https://funcionales.es/exploraciones-y-pruebas/manometria-anorrectal</a>	3
1.3	Diagrama de bloques del sistema	3
3.1	BeagleBone Black	8
3.2	División del sistema: El subsistema de presión dispone de cuatro canales, el subsistema EMG dispone de un canal y mantiene los electrodos aislados eléctricamente, el subsistema de alimentación proporciona la energía necesaria y la BeagleBone se encarga del procesamiento e interacción con el usuario	9
3.3	Vista detallada de Transpac IV. <a href="https://www.icumed.com/products/critical-care/blood-pressure-monitoring/transpac-iv">https://www.icumed.com/products/critical-care/blood-pressure-monitoring/transpac-iv</a>	10
3.4	Puertos de expansión de la BBB. Mediante estos dos puertos el usuario puede interoperar con la placa, aquí están prácticamente todas las entradas y salidas del sistema y el microprocesador. <a href="https://beagleboard.org/Support/bone101">https://beagleboard.org/Support/bone101</a>	11
3.5	Circuito canal de presión. La señal entra por S1 es amplificada por IC1 y filtrada en la etapa formada en IC6A para salir por AIN0. RD1 controla el nivel de continua de la señal resultante	13
3.6	Diagrama de Bode filtros de presión realizado con Octave (John W. Eaton 1998-2019)	15
3.7	Circuito canal EMG	16
3.8	Diagrama de Bode filtro EMG realizado con Octave (John W. Eaton 1998-2019)	17
3.9	Alimentación de la placa. Mediante convertidores DC-DC se generan tensiones duales y se estabilizan con reguladores de tensión	18
3.10	Diagrama de Diamante. La zona blanca representa la zona operable y está delimitada por las tensiones de alimentación, de entrada y por las limitaciones internas del amplificador. En rojo el rango de la señal de salida	19
3.11	Detalle del rango operativo del Diagrama de Diamante	19
3.12	Análisis AC con entrada de 10mV(verde), en amarillo se representa la salida del amplificador de instrumentación y en rojo la salida de la señal después de pasar por el filtro.	20
3.13	Análisis transitorio	20
4.1	Esquemático completo	24
4.2	Placa de circuito impreso (PCB)	25
4.3	Placa fabricada	26
5.1	Subsistema IIO: Jerarquía de comunicación entre los distintos niveles de abstracción del software. El uso de los ficheros virtuales permite la gestión del hardware de forma transparente y sin tener que preocuparse por los diferentes controladores o funciones del kernel. Imagen obtenida de <a href="https://wiki.analog.com/software/linux/docs/iio/iio">https://wiki.analog.com/software/linux/docs/iio/iio</a>	31
5.2	Diagrama de conexión entre objetos. El sistema de Signals and Slots permite a un objeto enviar datos y señales a otros objetos para que estos últimos puedan procesar esas señales o datos. Imagen obtenida de: <a href="https://doc.qt.io/qt-5/signalsandslots.html">https://doc.qt.io/qt-5/signalsandslots.html</a>	33

5.3	Diagrama de flujo del programa. Al iniciar la prueba, el sistema cambia de estado, activa un timer encargado del refresco de las gráficas y crea un hilo destinado a la lectura de datos del convertidor en un bucle sin fin. Al detener la prueba, se destruye el hilo destinado al muestreo, se desactiva el timer y se vuelve al estado de reposo	34
6.1	Fotografía tomada durante el testeo de la placa	38
6.2	Captura de pantalla durante las pruebas de testeo: se aprecia en el primer canal los cambios de presión en el sensor. En la zona inferior los cinco botones principales del programa	39
B.1	Fotografía de la placa fabricada antes de soldar y montar los componentes	45
B.2	Fotografía de la placa montada 1	46
B.3	Fotografía de la placa montada 2	46
B.4	Vista superior de la placa montada 3	47
B.5	Fotografía de la placa montada sobre BeagleBone Black 1	47
B.6	Fotografía de la placa montada sobre BeagleBone Black 2	48
B.7	Fotografía inferior de la placa montada sobre BeagleBone Black	48
B.8	Fotografía comparativa de la BeagleBone Black y la placa diseñada	49
B.9	Fotografía de la placa mostrando el tamaño comparado con una mano	49



# Índice de Tablas

---

3.1	Especificaciones Transpac IV	10
3.2	Pinout de Transpac IV	11
3.3	Relación de canales y puertos	13
3.4	Resistencias y condensadores calculados	14
3.5	Resistencias y condensadores calculados para el filtro EMG	17
4.1	Presupuesto del prototipo	27
5.1	Representación de una muestra de 12 bits en dos octetos	32
A.1	Lista de componentes (I)	42
A.2	Lista de componentes (II)	43
A.3	Lista de componentes (III)	44



## Bibliografía

---

- [1] Ronald C. Arndorfer, John J. Stef, Wylie J. Dodds, John H. Linehan, and Walter J. Hogan, *Improved infusion system for intraluminal esophageal manometry*, *Gastroenterology* (1977), no. 73, 23–27, [https://doi.org/10.1016/S0016-5085\(19\)32264-4](https://doi.org/10.1016/S0016-5085(19)32264-4).
- [2] Alejandro Barriga-Rivera, Jose Luis Vinuesa, and Manuel Lopez-Alonso, *Anorectal manometry in Wistar rats with inexpensive setup: A physiological description of the mechanical activity*, *J. Med. Biol. Eng.* (2015), no. 35, 242, <https://doi.org/10.1007/s40846-015-0025-8>.
- [3] Aurélie Bisson, Manuel Fréret, Laurent Drouot, Laetitia Jean, Stéphanie Le Corre, Guillaume Gourcerol, Christelle Doucet, Francis Michot, Olivier Boyer, and Marek Lamacz, *Restoration of anal sphincter function after myoblast cell therapy in incontinent rats*, *Cell Transplantation* (2015), no. 24, 227–286, <https://doi.org/10.3727/096368913X674053>.
- [4] Jose Luis Blanco Bruned, *Patología anorrectal en la infancia*, <http://www.avpap.org/documentos/anorectal.doc>, [Consulta: 12 Abril 2019].
- [5] Ivan Diez-de-los Rios, Alejandro Barriga-Rivera, and Mar Elena, "low-cost system for experimental manometry", presented at the 41st Engineering in Medicine & Biology Conference, Berlin, 2019.
- [6] Wylie J. Dodds, *Instrumentation and methods for intraluminal esophageal manometry*, *Arch Intern Med.* (1976), no. 136, 515–5230, <https://doi.org/10.1001/archinte.1976.03630050009004>.
- [7] L. Gila, A. Malanda, I. Rodríguez Carreño, J. Rodríguez Falces, and J. Navallas, *Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas*, *Anales del Sistema Sanitario de Navarra* **32** (2009), 27 – 43, [http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1137-66272009000600003&nrm=iso](http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1137-66272009000600003&nrm=iso).
- [8] T. Hosokawa, N. Konuma, T. Ikeda, M. Hashimoto, H. Kaneda, K. Ohashi, T. Matsumoto, and T. Koshinaga, *Establishment of a new anal sphincter injury model in rats based on cardiotoxin*, *Journal of Pediatric Surgery* (2015), no. 50, 1352–1358, <https://doi.org/10.1016/j.jpedsurg.2014.12.028>.
- [9] Michael P. Jones, Jennifer Post, and Michael D. Crowell, *High-resolution manometry in the evaluation of anorectal disorders: A simultaneous comparison with water-perfused manometry*, *American Journal of Gastroenterology* (2007), no. 102, 850, <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17397410>.
- [10] M. López-Alonso and J. Ribas, *Technical improvement for anorectal manometry in newborns*, *Journal of Pediatric Surgery* (1991), no. 26, 1215–1218, [https://doi.org/10.1016/0022-3468\(91\)90337-S](https://doi.org/10.1016/0022-3468(91)90337-S).
- [11] M. López-Alonso, J. Ribas, A. Hernández, F.A. Anguita, I. Gómez de Terreros, and A. Martínez-Caro, *Efficiency of the anorectal manometry for the diagnosis of Hirschprung's disease in the newborn period*, *Eur J Pediatr Surg* (1995), no. 5, 160–163, <https://doi.org/10.1055/s-2008-1066194>.
- [12] BeagleBone Black System Reference Manual, *Github*, ©2019, <https://github.com/beagleboard/beaglebone-black/wiki/System-Reference-Manual>, [Consulta: 18 Abril 2019].
- [13] S.S.C. Rao, *Advances in diagnostic assessment of fecal incontinence and dyssynergic defecation*, *Clin Gastroenterol Hepatol* (2010), no. 8, 910–919, <https://doi.org/10.1016/j.cgh.2010.06.004>.

- [14] S.S.C. Rao, F. Azpiroz, N. Diamant, P. Enck, G. Tougas, and A. Wald, *Minimum standards of anorectal manometry*, Neurogastroenterol. Mot. (2002), no. 14, 553–559, <https://doi.org/10.1046/j.1365-2982.2002.00352.x>.
- [15] Levelester Salcedo, Margot Damaser, Robert Butler, Hai-Hong Jiang, Tracy Hull, and Massarat Zutshi, *Long-Term effects on pressure and electromyography in a rat model of anal sphincter injury*, Diseases of the Colon and Rectum. (2010), no. 53, 1209–1217, <https://doi.org/10.1007/DCR.0b013e3181de7fe0>.
- [16] Li Sun, Judy Yeh, Zhuojun Xie, Mei Kuang, Margot S. Damaser, and Massarat Zutshi, *Electrical stimulation followed by mesenchymal stem cells improves anal sphincter anatomy and function in a rat model at a time remote from injury*, Diseases of the Colon and Rectum (2016), no. 59, 434–442, <https://doi.org/10.1097/DCR.0000000000000548>.
- [17] Jacobo Trébol, Tihomir Georgiev-Hristov, Luz Vega-Clemente, Ignacio García-Gómez, Ana Carabias-Orgaz, Mariano García-Arranz, and Damián García-Olmo, *Rat model of anal sphincter injury and two approaches for stem cell administration*, World J Stem Cells (2018), no. 10, 1–14, <http://doi.org/10.4252/wjsc.v10.i1.1>.
- [18] Massarat Zutshi, Levelester Salcedo, Paul Zaszczurynski, Tracy Hull, Robert Butler, and Margot Damaser, *Effects of sphincterotomy and pudendal nerve transection on the anal sphincter in a rat model*, Diseases of the Colon and Rectum. (2009), no. 52, 1321–1329, <https://doi.org/10.1007/DCR.0b013e31819f746d>.